

**Universidade do Minho**  
Escola de Engenharia

Helena Isabel Freitas da Silva

## **Desenvolvimento e otimização de um novo sistema de atuação para uma ortótese para membros inferiores**

Dissertação de Mestrado

Mestrado Integrado em Engenharia Biomédica

Trabalho efetuado sob a orientação do(s)

Professor Doutor Eurico Augusto Rodrigues de Seabra

Professor Doutor Luís Fernando Sousa Ferreira da Silva

Outubro de 2017



## DECLARAÇÃO

Nome: Helena Isabel Freitas da Silva

Endereço eletrónico: a79399@alunos.uminho.pt      Telefone:917871928

Número do Cartão de Cidadão: 14575398

Título da dissertação: Desenvolvimento e otimização de um novo conceito para uma ortótese para membros inferiores

Orientador: Professor Doutor Eurico Augusto Rodrigues de Seabra

Co-orientador: Professor Doutor Luís Fernando Sousa Ferreira da Silva

Ano de conclusão: 2017

Designação do Mestrado: Mestrado Integrado em Engenharia Biomédica

Escola de Engenharia

Departamento de Engenharia Mecânica

É AUTORIZADA A REPRODUÇÃO INTEGRAL DESTA DISSERTAÇÃO APENAS PARA EFEITOS DE INVESTIGAÇÃO, MEDIANTE DECLARAÇÃO ESCRITA DO INTERESSADO, QUE A TAL SE COMPROMETE;

Universidade do Minho, \_\_/\_\_/\_\_\_\_

Assinatura:



## AGRADECIMENTOS

Com o desenvolvimento deste projeto tive a oportunidade de adquirir novos conhecimentos e de crescer quanto pessoa através da colaboração de diversas pessoas que me apoiaram, da melhor forma, nesta caminhada. Nesse sentido e pela sua importância na minha vida, quero tecer alguns agradecimentos.

Aos meus orientadores, o professor Eurico Seabra e o professor Luís Ferreira Silva, pela toda a ajuda, motivação e orientação que disponibilizaram em prol de um trabalho cada vez melhor. Agradeço, igualmente, pelo bom ambiente que sempre existiu em todas as reuniões, proporcionando um bom ambiente de trabalho.

À empresa Padrão Ortopédico, nomeadamente o Eng. Tiago, por disponibilizar tempo para a construção da ortótese, pelo bom ambiente proporcionado em todas as fases do projeto, e pelo acompanhamento na realização dos testes com o voluntário.

Aos meus pais, que graças aos seus esforços diários, sacrifícios e dedicação, conseguiram dar-me o melhor que a vida me podia proporcionar. Conseguiram apoiar-me a cada instante, dando os melhores conselhos e nunca deixaram de acreditar em mim, oferecendo um amor incondicional ao longo de toda a minha vida. Um muito Obrigada.

Ao meu irmão, que apesar de todas as zangas, o apoio dele foi fundamental para a conclusão desta etapa, transmitindo sempre confiança e incentivo.

À minha cunhada, agradeço o carinho, a amizade, respeito e o apoio que sempre me deu.

Ao meu namorado, agradeço a amizade, por estar comigo nos bons e maus momentos, pela preocupação, pelas palavras confortantes e sempre de motivação e incentivo, por ter acreditado mais em mim do que eu mesma, pelo carinho e amor dado, e por seres essa pessoa incrível e especial. Obrigada por teres partilhado esta etapa comigo, pelo teu companheirismo, por teres tido muita paciência para me “aturares” e por me teres tornado numa pessoa melhor.

À minha família, aos meus avós, por estar sempre presente, por me apoiar e por acreditar em mim.

Aos meus amigos que conheci na Universidade de Trás-os-Montes e Alto Douro com quem tive a oportunidade de partilhar esta aventura, contando sempre com uma forte

amizade e momentos de alegria e boa disposição, ajudando a ultrapassar todos os obstáculos.

Um Obrigada a todos!

## RESUMO

Tendo em conta que nos dias de hoje ainda existem algumas lacunas no mercado das ortóteses para os membros inferiores, e com o objetivo de as colmatar é apresentado um novo conceito de ortótese, no âmbito dissertação do Mestrado Integrado em Engenharia Biomédica, que se intitula “Desenvolvimento e otimização de um novo sistema de atuação para uma ortótese para membros inferiores”.

O objetivo principal deste trabalho é de conceber um conceito inovador de uma ortótese para os membros inferiores, procedendo-se à otimização do sistema de atuação desenvolvido num projeto de Dissertação anterior. Nesse contexto, foi efetuada uma breve explicação da anatomia dos membros inferiores, a análise biomecânica da marcha humana, e o estudo do estado da arte, abordando os materiais usados e as patologias associadas. Assim sendo, foi feita a abordagem aos objetivos do projeto, e estabeleceram-se as especificações de desempenho do dispositivo. Após os requisitos estabelecidos, e uma breve sistematização de todos as evoluções feitas até ao presente, analisaram-se as soluções para o sistema de atuação. Este dispositivo permite o bloqueio do membro inferior em vários ângulos, através de um sistema de encravamento.

Antes de testar o funcionamento, procedeu-se ao seu dimensionamento, com a determinação das perdas de pressão e as características dos materiais utilizados. Na fase seguinte, procedeu-se ao fabrico e montagem da ortótese com o dispositivo, de acordo com as medidas do voluntário e realizaram-se os testes práticos necessários. Na realização dos testes preliminares e sistemáticos foram fotografados e filmados passadas do voluntário, com e sem a ortótese, permitindo verificar o correto funcionamento do dispositivo, e as melhorias significativas na sua marcha, aproximando-se a um paciente com marcha normal.

## PALAVRAS-CHAVE

Membro inferior, marcha humana, dispositivo médico, ortótese KAFO





## **ABSTRACT**

Taking into account that in the present time there are still some gaps in the orthosis market for the lower limbs, and with the objective to overcome those gaps, it is presented here a new concept of orthosis in the Integrated Master Degree in Biomedical Engineering, named "Development and optimization of a new actuation system for a lower limb orthosis".

The main objective of this work is to design an innovative concept of an orthosis for the lower limbs, proceeding to the optimization of the actuation system of developed in the previous project. In this context, a brief explanation of the anatomy of the lower limbs, the biomechanical analysis of the human gait, and a study of the state of the art, addressing the materials used and the associated pathologies were discussed. Therefore, the project objectives were addressed, and the performance specifications of the device were established. After the established requirements, and a brief systematization of all the evolutions made up to the present, the solutions for the actuation system were analysed. This device allows lower limb blocking at various angles, through a locking system.

Before testing its operation, the overall system was dimensioned, with the determination of pressure losses and the characteristics of the materials used. In the next step, the orthosis was produced and assembled with the device according to the measures of the volunteer followed with the performance of the necessary practical tests. In performing the preliminary and the systematic tests were photographed and videos the volunteer obtained with and without the orthosis, allowing the verification of the correct functioning of the device, and significant improvements in its gait, approaching a patient with normal gait.

## **KEYWORDS**

Lower limb, human gait, medical device, KAFO orthosis



# ÍNDICE

<b>Agradecimentos</b> .....	<b>i</b>
<b>Resumo</b> .....	<b>iii</b>
<b>Abstract</b> .....	<b>v</b>
<b>Índice de Figuras</b> .....	<b>xi</b>
<b>Índice de Tabelas</b> .....	<b>xv</b>
<b>Lista de Acrónimos</b> .....	<b>xvii</b>
<b>Nomenclatura</b> .....	<b>xix</b>
<b>Capítulo 1 - Introdução</b> .....	<b>1</b>
1.1    Objetivos da dissertação .....	3
1.2    Estrutura da dissertação .....	3
<b>Capítulo 2 - Anatomia do membro inferior</b> .....	<b>5</b>
2.2    Graus de liberdade .....	6
2.3    Sistema esquelético do membro inferior .....	6
2.3.1    Cintura pélvica ou anca .....	7
2.3.2    Coxa .....	7
2.3.3    Perna .....	9
2.3.4    Pé .....	10
2.4    Sistema muscular do membro inferior .....	11
2.5    Articulações do membro inferior .....	14
<b>Capítulo 3 - Biomecânica Humana</b> .....	<b>17</b>
3.1    Marcha Humana .....	17
3.1.1    Ciclo da marcha .....	19
3.1.2    Análise cinemática da marcha humana .....	21
3.2    Aquisição e análise de dados .....	29
3.2    Patologias associadas .....	32
<b>Capítulo 4 - Ortóteses dos membros inferiores</b> .....	<b>35</b>
4.1    Ortótise para os membros inferiores .....	35
4.1.1    Levantamento de patentes .....	37
4.1.2    Levantamento de campo/Análise de mercado alvo .....	44
4.1.3    Materiais utilizados .....	45
4.2    Uso de ortóteses na doença de poliomielite .....	46
4.3    Legislação reguladora de dispositivos médicos ortopédicos .....	48

3.2.1	Classificação do produto.....	48
3.2.2	Normalização .....	49
<b>Capítulo 5 - Metodologia, concepção e desenvolvimento do projeto.....</b>		<b>51</b>
5.1	Abordagem.....	51
5.2	Clarificação do problema.....	52
5.3	Estabelecimento de objetivos.....	52
5.4	Estrutura de funções ou estabelecimento de funções.....	55
5.5	Identificação dos requisitos e das especificações técnicas.....	56
5.6	Sistematização de todos os desenvolvimentos efetuados até ao presente .....	64
5.7	Descrição e análise de soluções .....	68
5.7.1	Solução 1 – Bolsa de borracha natura (NR) com formato elíptico.....	69
5.7.2	Solução 2 – Bolsa de borracha nitrílica (NBR) com o formato do calcanhar.....	69
5.7.3	Solução 3 – Bolsa de borracha sintética com o formato do calcanhar .....	70
5.7.4	Solução 4 – Bolsa de borracha nitrílica (NBR) com um formato cilíndrico..	71
5.7.5	Solução 5 – Bolsa de borracha nitrílica (NBR) com o formato cilíndrico e com o <i>raccord</i> na lateral .....	72
5.7.6	Solução 6 – Bolsa de borracha policloropreno com forma cilíndrica.....	72
5.7.7	Solução 7 – Bolsa de borracha policloropreno com o formato do calcanhar.....	73
5.8	Análise das soluções.....	74
5.9	Sistema de atuação.....	75
<b>Capítulo 6 - Caracterização e dimensionamento do sistema de atuação hidráulico. 79</b>		
6.1	Caracterização dos componentes constituintes no dispositivo.....	79
6.1.1	Listagem do material dos diferentes elementos .....	79
6.1.2	Estudo do óleo.....	85
6.1.3	Estudo da água destilada .....	86
6.2	Perdas de carga existentes no sistema.....	87
6.2.1	Cálculo de perdas de carga distribuídas ao longo do tubo.....	88
6.2.2	Cálculo de perdas de carga localizadas.....	92
6.2.3	Cálculo de perdas de carga em cada circuito .....	95
<b>Capítulo 7 - Implementação e Testes.....</b>		<b>103</b>
7.1	Implementação de todas as alterações no dispositivo .....	103
7.2	Estabelecimento dos testes preliminares e testes clínicos a realizar .....	109
7.3	Preparação da ortótese para a realização dos testes práticos.....	111
7.4	Método utilizado para aquisição de dados para a análise dos testes práticos.....	112
7.4.1	Obtenção das <i>frames</i> de interesse.....	112

7.4.2	Utilização do <i>software AutoCAD</i> .....	113
7.5	Resultados obtidos e discussão .....	115
7.5.1	Discussão e resultados dos testes preliminares.....	116
7.5.2	Discussão e resultados dos testes sistemáticos com paciente.....	118
7.5.3	Limitações existentes durante a realização dos testes .....	133
<b>Capítulo 8 - Conclusões .....</b>		<b>135</b>
	Sugestão e perspectiva de trabalhos futuros .....	137
<b>Referências Bibliográficas.....</b>		<b>139</b>
<b>Anexo I – Cálculos efetuados .....</b>		<b>145</b>
<b>Anexo II – Formulários.....</b>		<b>151</b>
<b>Anexo III – Tabelas auxiliares.....</b>		<b>157</b>



## ÍNDICE DE FIGURAS

<b>Figura 1</b> - Esquema representativo dos eixos e planos principais do corpo humano (adaptado de [4]).....	6
<b>Figura 2</b> - Representação do membro inferior. (a) Vista frontal com os movimentos do membro. (b) Vista lateral, com os respectivos movimentos de flexão e extensão da perna (adaptado de [5]).....	7
<b>Figura 3</b> - Vista anterior da cintura pélvica (adaptado de [6]).....	8
<b>Figura 4</b> - Fémur Direito. (a) Vista anterior. (b) Vista posterior (adaptado de [7]).....	8
<b>Figura 5</b> - Tíbia e Perónio direito. (a) Vista anterior. (b) Vista Posterior (adaptado de [7]). .....	10
<b>Figura 6</b> - Pé direito. (a) Vista superior ou dorsal. (b) Vista inferior ou plantar (adaptado de [7]).....	11
<b>Figura 7</b> - Músculos da coxa direita. (a) Vista anterior superficial. (b) Vista anterior profunda ou região adutora. (c) Vista posterior (adaptado de [6]).	12
<b>Figura 8</b> - Músculos da perna direita. (a) Vista anterior. (b) Vista lateral (adaptado de [6]). .....	13
<b>Figura 9</b> - Superfície plantar dos músculos do pé (adaptado de [6]).	14
<b>Figura 10</b> - Vista posterior profunda da articulação do joelho direito (adaptado de [6]).	15
<b>Figura 11</b> - Esquema representativo do comprimento da passada e do passo (adaptado de [11]).....	18
<b>Figura 12</b> - Esquema representativo do ciclo da marcha (adaptado de [12]).	19
<b>Figura 13</b> - Representação das fases do período de apoio (adaptado de [14]).	20
<b>Figura 14</b> - Representação das fases do período de balanço (adaptado de [14]).	21
<b>Figura 15</b> - Representação da variação do centro de massa (adaptado de [20]).	23
<b>Figura 16</b> - Ilustração gráfica da Teoria do Pendulo Invertido (adaptado de [23]).....	24
<b>Figura 17</b> - Ilustração gráfica do conjunto dos seis determinantes da marcha (adaptado de [22]).....	24
<b>Figura 18</b> - Ilustração gráfica do primeiro determinante da marcha. a) sem rotação pélvica, b) e c) com rotação pélvica (adaptado de [21], [22]).....	25
<b>Figura 19</b> - Ilustração gráfica do segundo determinante da marcha, a inclinação pélvica (adaptado de [18]).....	26
<b>Figura 20</b> - Movimento de inclinação (eixo horizontal, plano transversal) pélvica (adaptado de [20]).....	26
<b>Figura 21</b> - Ilustração gráfica do terceiro determinante da marcha. flexão do joelho em apoio (adaptado de [22]).....	27

<b>Figura 22</b> - Ilustração gráfica do quarto e quinto determinantes da marcha, interação pé e joelho (adaptado de [22]).	27
<b>Figura 23</b> - Ângulos da anca, joelho e tornozelo no plano sagital durante um ciclo de marcha normal. CI, contato inicial; DAC, descolagem do antepé contralateral; DC, Descolagem do calcanhar; CIC, contato inicial contralateral; DA, descolagem do antepé; PJ, pé juntos; TV, tibia vertical (adaptado de [24]).	28
<b>Figura 24</b> - Ilustração gráfica do sexto determinante da marcha, o deslocamento lateral pélvico [adaptado de [22]].	29
<b>Figura 25</b> - Dispositivo ortopédico. (a) Ortótese KAFO. (b) Ortótese SCKAFO (adaptado de [50, 51]).	45
<b>Figura 26</b> - Ortóteses KAFO de material: (a) Termoplástico e metal. (b) Aço inoxidável, fibra de carbono e fecho de velcro (adaptado de [53], [54]).	46
<b>Figura 27</b> - Poliomielite. (a) Representação de um membro inferior afetado pela poliomielite. (b) Correção do membro afetado com o uso de uma ortótese KAFO (adaptado de [69]).	47
<b>Figura 28</b> - Representação esquemática das relações entre objetivos e sub-objetivos..	54
<b>Figura 29</b> - Estrutura de funções.	57
<b>Figura 30</b> - Ortótese do projeto: a) Vista de frente, com sapato; b) Vista lateral, do lado do êmbolo de encravamento, com sapato; c) Vista lateral, do lado da articulação livre do joelho, sem sapato; (d) Montagem exterior do sapato com o joelho a 90° e tubo linear; (e) Posição da bolsa dentro do sapato (adaptado de [72]).	65
<b>Figura 31</b> - Esquema representativo do sistema de bloqueio por êmbolo de encravamento. 1 – Pino central; 2 – Parte inferior de fixação da ortótese; 3 – Película anti-fricção; 4 – Parte superior de fixação da ortótese; 5 – Tampa do reservatório; 6 – Mola cônica de compressão; 7 – Êmbolo de encravamento; 8 – Reservatório (adaptado de [72]).	66
<b>Figura 32</b> - Representação dos vários ângulos de bloqueio da ortótese para diferentes posições. (a) bloqueio 177°; (b) bloqueio a 147°; (c) bloqueio a 117°; (d) bloqueio a 87°; (e) bloqueio a 57° (adaptado de [72]).	68
<b>Figura 33</b> - Bolsa de borracha natural (adaptado de [72]).	69
<b>Figura 34</b> - Bolsa de borracha nitrílica. a) Medida do calcanhar no sapato; b) Corte da borracha (adaptado de [72]).	70
<b>Figura 35</b> - Borracha vulcanizada de borracha sintética (Silvar pneus) (adaptado de [72]).	71
<b>Figura 36</b> - (a) Bexiga, em NBR, de acumuladores hidráulicos e raccord; (b) Bolsa hidráulica de borracha nitrílica e raccord.	71
<b>Figura 37</b> - (a) Bolsa hidráulica e raccord em Solidworks; (b) Bolsa hidráulica em NBR e raccord curvo.	72



<b>Figura 38</b> - (a) Bolsa hidráulica de neoprene sem raccord (modelo Solidworks); (b) Bolsa cilíndrica em neoprene, sem raccord. ....	73
<b>Figura 39</b> - Bolsa hidráulica de neoprene com a forma do calcanhar (a) Representação da bolsa em Solidworks; (b) Representação real da bolsa hidráulica. ....	74
<b>Figura 40</b> - Protótipo representativo da bolsa hidráulica com o tubo de ligação. ....	76
<b>Figura 41</b> - Diagrama de Moody (adaptado de [90]). ....	91
<b>Figura 42</b> - (a) Parte superior de fixação da ortótese; (b) Vista lateral da ortótese com articulação livre do joelho e o sistema de bloqueio do lado interior da ortótese (adaptado de [72]). ....	104
<b>Figura 43</b> - Ortótese AFO aplicada na ortótese KAFO (a) Vista de frente; (b) Vista lateral, indicando a posição da articulação do tornozelo e a almofada na fita de velcro (adaptado de [72]). ....	104
<b>Figura 44</b> - Parte superior da ortótese. (a) Vista das duas fivelas de velcro. (b) Posição do sistema de bloqueio na zona do joelho. ....	105
<b>Figura 45</b> - Parte inferior da ortótese. (a) Vista lateral; (b) Posição das duas fivelas de velcro, indicando a almofada na fivela. ....	105
<b>Figura 46</b> - Adaptação de um sapato à ortótese (a) Posição da bolsa dentro do sapato; (b) Vista lateral do sapato, com o joelho hidráulico (adaptado de [72]). ....	106
<b>Figura 47</b> - Adaptação do sistema de atuação (a) Posição da bolsa dentro do sapato; (b) Vista lateral do sapato, com o sistema montado. ....	106
<b>Figura 48</b> - Ortótese sem sapato: (a) Vista lateral, do lado da articulação livre do joelho; (b) Vista lateral, do lado do sistema de bloqueio. ....	106
<b>Figura 49</b> - Representação da marcação para os alívios das proeminências ósseas no molde. ....	107
<b>Figura 50</b> - Acabamento superficial da ortótese. (a) Colocação de uma fina camada de gesso nos locais assinalados. (b) Alinhamento do molde. (c) Alisamento do molde. (d) Molde com acabamento uniforme. ....	108
<b>Figura 51</b> - Processo de termo-moldagem. (a), (b) e (c) Corte do polipropileno e a sua remoção do molde. (d) Configuração final da ortótese. ....	109
<b>Figura 52</b> - Montagem da ortótese. (a) Colocação das articulações. (b) Ortótese finalizada. ....	109
<b>Figura 53</b> - Volume de água inserido no interior da bolsa hidráulica e no tubo de ligação. ....	111
<b>Figura 54</b> - Colocação da ortótese: a) Ajuste do fecho dos velcros; b) Colocação do sapato; (c) Visualização da ortótese no paciente. ....	112
<b>Figura 55</b> - Representação da referência e do contorno da perna direita do modelo humano da frame 17 obtido através do software AutoCAD LT® 2016. ....	114

<b>Figura 56</b> - Representação da perna direita da frame 1 e 17 e medição dos ângulos em graus, das juntas relativas à anca (a), joelho (b) e tornozelo (c) da frame 1.....	115
<b>Figura 57</b> - Representação das subdivisões da fase de apoio do ciclo da marcha com a ortótese. (a) Contacto inicial; (b) Resposta à carga; (c) Apoio médio; (d) Final do apoio médio; (e) Pré-balanço. ....	117
<b>Figura 58</b> - Representação das subdivisões da fase de balanço do ciclo da marcha com a ortótese. (a) Aceleração; (b) Balanço médio; (c) Desaceleração.....	117
<b>Figura 59</b> - Representação das subdivisões da fase de apoio do ciclo da marcha do voluntário com a ortótese referente ao teste 1, utilizando como auxílio o software AutoCAD LT® 2016. (a) Contacto inicial; (b) Resposta à carga; (c) Apoio médio; (d) Final do apoio médio; (e) Pré-balanço. ....	119
<b>Figura 60</b> - Representação das subdivisões da fase de balanço do ciclo da marcha do voluntário com a ortótese referente ao teste 1, utilizando como auxílio o software AutoCAD LT® 2016. (a) Aceleração; (b) Balanço médio; (c) Desaceleração.....	119
<b>Figura 61</b> - Deslocamentos angular no plano sagital durante o ciclo da marcha da (a) anca, (b) joelho e (c) tornozelo (adaptado de [17])......	121
<b>Figura 62</b> - Deslocamentos angulares da anca, joelho e tornozelo, no plano sagital, durante o ciclo da marcha do voluntário, com e sem ortótese, e com os respetivos desvios-padrão, e para um indivíduo normal.....	124
<b>Figura 63</b> - Velocidades angulares da anca, joelho e tornozelo, no plano sagital, durante o ciclo da marcha do voluntário, com ortótese, e para um indivíduo normal. ....	127
<b>Figura 64</b> - Velocidade angular, determinada com base na equação (25.1), da anca, joelho e tornozelo, no plano sagital, durante o ciclo da marcha do voluntário, com ortótese, e para um indivíduo normal. ....	128
<b>Figura 65</b> - Acelerações angulares da anca, joelho e tornozelo, no plano sagital, durante o ciclo da marcha do voluntário, com ortótese, e para um indivíduo normal.....	131
<b>Figura 66</b> - Aceleração angular, com base na equação (25.1), da anca, joelho e tornozelo, no plano sagital, durante o ciclo da marcha do voluntário, com ortótese, e para um indivíduo normal.....	132
<b>Figura 67</b> - Gráfico relativo às perdas de carga na tubagem (adaptado de [72]). ....	146
<b>Figura 68</b> - Diagrama de Moody, com a marcação do coeficiente de carga obtido (adaptado de [90]).....	148

## ÍNDICE DE TABELAS

<b>Tabela 1</b> - Principais músculos ativos aquando as várias fases da marcha (*atividade baixa; **atividade moderada; ***elevada atividade) (adaptado de [16]).	22
<b>Tabela 2</b> - Resumo do levantamento de patentes de ortóteses para os membros inferiores.	41
<b>Tabela 3</b> - Lista de Especificações (“D” – Demands - exigidos; “W” – Wishes – desejados).	58
<b>Tabela 4</b> - Comparação entre as cinco soluções apresentadas (“+++” Muito bom, “++” Bom, “+” Suficiente, “-” Insuficiente, “--” Mau, “---” Muito mau).	75
<b>Tabela 5</b> - Lista de peças utilizados no protótipo.	80
<b>Tabela 6</b> - Propriedades do aço inoxidável - 316L (adaptado de [73]).	81
<b>Tabela 7</b> - Propriedades do bronze (adaptado do [74,75]).	81
<b>Tabela 8</b> - Propriedades da Liga de alumínio (7075) (adaptado de [76,77]).	82
<b>Tabela 9</b> - Propriedades do PTFE (adaptado de [72,78,79]).	83
<b>Tabela 10</b> - Propriedades do polipropileno (adaptado de [80]).	83
<b>Tabela 11</b> - Propriedades da borracha nitrílica (NBR) (adaptada de [82]).	84
<b>Tabela 12</b> - Propriedades da borracha de policloropreno, neoprene (adaptado de [84, 85]).	85
<b>Tabela 13</b> - Resumo das características dos óleos minerais super-refinados, quando comparados com outros lubrificantes sintéticos (adaptado de [86]).	86
<b>Tabela 14</b> - Propriedades mecânicas do óleo motor Husqvarna SAE 30 (adaptado de [87]).	86
<b>Tabela 15</b> - Propriedades da água destilada (adaptado de [88]).	87
<b>Tabela 16</b> - Tabela de velocidades admissíveis em condutas de retorno e condutas de pressão para pressões inferiores a 50 bar (adaptado de [89]).	89
<b>Tabela 17</b> - Cálculos referentes ao estudo académico realizado anteriormente (adaptado de [72]).	92
<b>Tabela 18</b> - Valores médios da força de reação do solo, para várias percentagens da duração marcha, para indivíduos com marcha e ritmo normal (adaptado de [17]).	158
<b>Tabela 19</b> - Valores médios dos deslocamentos, velocidade e aceleração angular da anca, para várias percentagens da duração da marcha, para indivíduos com marcha e ritmo normal (adaptado de [17]).	159
<b>Tabela 20</b> - Valores médios dos deslocamentos, velocidade e aceleração angular do joelho, para várias percentagens da duração da marcha, para indivíduos com marcha e ritmo normal (adaptado de [17]).	160

<b>Tabela 21</b> - Valores médios dos deslocamentos, velocidade e aceleração angular do tornozelo, para várias percentagens da duração da marcha, para indivíduos com marcha e ritmo normal (adaptado de [17]). .....	161
<b>Tabela 22</b> - Valores médios obtidos do deslocamento, velocidade e aceleração angular da anca, do voluntário com a correção da sua marcha com ortótese. ....	162
<b>Tabela 23</b> - Valores médios obtidos do deslocamento, velocidade e aceleração angular do joelho, do voluntário com a correção da sua marcha com ortótese. ....	163
<b>Tabela 24</b> - Valores médios obtidos do deslocamento, velocidade e aceleração angular do tornozelo, do voluntário com a correção da sua marcha com ortótese. ....	164
<b>Tabela 25</b> - Valores médios obtidos do deslocamento angular da anca, para várias percentagens da duração da marcha, do voluntário sem a correção da sua marcha com ortótese. ....	165
<b>Tabela 26</b> - Valores médios obtidos do deslocamento angular do joelho, para várias percentagens da duração da marcha, do voluntário sem a correção da sua marcha com ortótese. ....	166
<b>Tabela 27</b> - Valores médios obtidos do deslocamento angular do tornozelo, para várias percentagens da duração da marcha, do voluntário sem a correção da sua marcha com ortótese. ....	167

## LISTA DE ACRÓNIMOS

AFO - *Ankle Foot Orthosis*

CAD – *Computer Aided Design*

DOF – *Degrees Of Freedom*

ERF – Fluidos Eletro-Reologicos

FES – Estimulação Elétrica Funcional

FO - *Foot Orthosis*

FRS – Forças de Reação do Solo

INPI – Instituto Nacional de Propriedades Industriais

ISO – *Internacional Organization for Standardization*

KAFO – *Knee-Ankle-Foot-Orthosis*

LASER – *Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation*

LED – *Light Emitting Diode*

SAE – *Society of Automotive Engineers*

SCKAFO – *Stance-Control Knee-Ankle-Foot-Orthosis*

STS – *Sit-To-Stand*

THKAFO - *Trunk Hip Knee Ankle Foot Orthosis*



## NOMENCLATURA

Símbolo	Designação	Unidade (SI)
<b>g</b>	Aceleração da gravidade	$m/s^2$
<b>A</b>	Área	$m^2$
<b><math>\tau(\text{máx})</math></b>	Binário máximo admissível no mecanismo	N.m
<b><math>\lambda, k</math></b>	Coeficiente de perda de carga	Adimensional
<b>Sg</b>	Coeficiente de segurança	Adimensional
<b>Ke</b>	Coeficiente do tipo de escoamento	Adimensional
<b><math>\ell</math></b>	Comprimento do tubo	m
<b>K</b>	Constante de rigidez	N/m
<b>Y</b>	Deslocamento da mola	m
<b>D</b>	Diâmetro interno do tubo	m
<b>H</b>	Diferença de nível entre um ponto e o ponto mais baixo do circuito	m
<b>F</b>	Força	N
<b>F<sub>mola 1</sub></b>	Força da mola em pré-tensão	N
<b>F<sub>mola 2</sub></b>	Força da mola em total compressão	N
<b><math>\rho</math></b>	Massa específica	$kg/m^3$
<b>M</b>	Massa do paciente	kg
<b>M</b>	Momento	N.m
<b>Re</b>	Número de Reynolds	Adimensional
<b><math>\Delta p</math></b>	Perda de carga na conduta	bar
<b>P</b>	Pressão hidrostática	Pa
<b><math>p_T</math></b>	Pressão total	Pa
<b>R</b>	Raio	m
<b>T</b>	Temperatura	K
<b><math>\sigma_e</math></b>	Tensão de cedência ao esmagamento do material	Pa
<b><math>\tau_e</math></b>	Tensão de cedência ao corte do material	Pa
<b><math>\sigma(\text{adm})</math></b>	Tensão de esmagamento admissível para cada componente	Pa
<b><math>\tau(\text{adm})</math></b>	Tensão de corte admissível para cada componente	Pa
<b><math>\mu</math></b>	Viscosidade dinâmica	Pa.s
<b><math>\vartheta</math></b>	Viscosidade cinemática	$m^2/s$
<b>V</b>	Velocidade média	m/s
<b>V</b>	Volume	$m^3$





## CAPÍTULO 1 - INTRODUÇÃO

O crescimento contínuo da expectativa de vida e o consequente envelhecimento da população é um fenómeno mundial que tem ocasionado mudanças na perspectiva com a qual a sociedade observa o desenvolvimento de produtos e serviços. Devido a essa nova realidade observa-se uma tendência do mercado atual para uma procura de inovações tecnológicas que venham a confluir com o interesse de utilizadores mais exigentes e rigorosos, com características específicas ou necessidades especiais. Tais inovações ocorrem através do aperfeiçoamento de diversos requisitos, como a qualidade ergonómica. Levar em consideração o funcionamento do corpo humano, a sua complexidade e necessidades são um grande passo em direção à conceção de produtos mais ergonómicos e mais eficientes. Deste modo, faz todo o sentido o relacionamento entre a medicina e a engenharia, para permitir o avanço dos dispositivos médicos.

Os dispositivos médicos são um qualquer instrumento, aparelho, equipamento, *software*, material ou artigo utilizado isoladamente ou combinado, para fins de diagnóstico ou terapêutico e cujo o principal efeito pretendido no corpo humano não seja alcançado por meios farmacológicos, imunológicos ou metabólicos, embora a sua função possa ser apoiada por esses meios.

As ortóteses são consideradas dispositivos médicos dimensionadas à medida do paciente, com o intuito de modificar e melhorar aspetos funcionais e estruturais das principais articulações. Inclui aparelhos ou dispositivos ortopédicos de utilização temporária ou permanente, com o propósito de alinhar, prevenir ou corrigir malformações ou melhorar a funcionalidade das partes móveis do corpo.

No mercado atual é possível identificar diferentes tipos de ortóteses, tanto a nível dos membros inferiores como dos membros superiores. Nesse projeto, a ortótese recai no tipo *Knee-Ankle-Foot-Orthosis* (KAFO), um tipo de ortótese muito utilizada desde há muitos anos. Contudo, apesar dos avanços da tecnologia, verifica-se a presença de

algumas limitações nas ortóteses existentes no mercado atual, como o caso do seu peso, o tipo de material, o elevado custo, a sua ergonomia e funcionalidade. Outro aspeto que torna este tipo de dispositivo pouco vantajoso é o facto da articulação do joelho apenas bloquear em amplitudes limitadas, não permitindo a flexão do joelho na fase de apoio e obrigando o paciente a exercer um esforço excessivo para superar o fraco controlo muscular. Recentemente, surgiu no mercado um novo tipo de ortóteses KAFO, conhecidas por ortóteses do tipo SCKAFO (*Stance-Control Knee-Ankle-Foot Orthosis*), que permitem um movimento livre do joelho durante a fase de balanço e fixar o joelho durante a fase de apoio.

Neste projeto é pretendido implementar nas ortóteses KAFO um sistema de bloqueio e desbloqueio do joelho ao longo da marcha. O conceito desta nova ortótese, foi já desenvolvido num outro trabalho de dissertação anterior, o qual levou à construção de um segundo protótipo que ainda não foi submetido a qualquer tipo de testes clínicos com indivíduos pertencentes ao grupo indicado. Este dispositivo possui um sistema de bloqueio e desbloqueio totalmente mecânico, com a finalidade de bloquear a articulação do joelho na fase de apoio da marcha e a extensão do joelho durante a fase de balanço. Além disso, tem como atuador uma bolsa hidráulica, colocada sob o calcanhar do indivíduo que utiliza este sistema acoplado à ortótese, para possibilitar uma atuação efetiva sobre a articulação da ortótese e assim permitir o seu bloqueio.

Desta forma, para dar continuidade a este projeto, pretende-se, numa primeira etapa, fazer o desenvolvimento e a otimização do protótipo anterior de forma a colmatar algumas falhas e obter um produto que possa ser integrado, e facilmente adaptável, a diferentes tipos de ortóteses KAFO. Numa segunda etapa pretende-se a realização de uma série de testes preliminares e clínicos de forma a validar o produto desenvolvido. A nova ortótese KAFO deverá ser mais funcional e adaptável, com um desempenho superior às ortóteses disponíveis no mercado, permitindo um padrão de marcha o mais natural possível. Como tal, é essencial ter conhecimento da evolução histórica das ortóteses dos membros inferiores, bem como o que se perspetiva que exista num futuro próximo, de modo a conhecer e perceber as falhas inerentes a cada uma e encontrar possíveis soluções. O objetivo não é torna-la mais apelativa esteticamente, mas aperfeiçoar aspetos de usabilidade funcionais, os quais são importantes e podem comprometer a utilização destes dispositivos, afetando a recuperação e a qualidade de vida das pessoas.

Um dos grandes propósitos deste projeto é desenvolver uma estrutura de fácil colocação e remoção, ajudando as pessoas com deficiência motora na sua reabilitação e locomoção.

### **1.1 Objetivos da dissertação**

O objetivo principal deste trabalho de dissertação é de conceber um conceito inovador de uma ortótese para os membros inferiores. Como tal, para garantir uma assistência eficaz e eficiente para um paciente com patologia nos membros inferiores, com dificuldades na marcha, é necessário um estudo da locomoção normal para permitir uma melhor interpretação em situações em que a marcha se torna irregular devido a presença de uma patologia. Com o intuito de se encontrar a solução que melhor se adequa aos problemas dos pacientes é imprescindível um estudo completo do membro inferior, nomeadamente dos movimentos, articulações, atividade muscular na locomoção e as forças que reagem.

Os objetivos específicos deste trabalho podem ser listados do seguinte modo:

- Caracterizar a anatomia e biomecânica do membro inferior;
- Analisar as patologias associadas ao caso em estudo;
- Analisar os diferentes tipos de ortóteses do membro inferior existentes no mercado atual;
- Estudar as necessidades e especificações do projeto;
- Conceber e desenvolver uma nova solução;
- Construir o novo conceito;
- Testar este conceito num paciente com uma patologia ao nível do membro inferior.

### **1.2 Estrutura da dissertação**

O conteúdo apresentado ao longo deste documento encontra-se dividido em oito capítulos principais. No capítulo 2 é apresentado a anatomia humana do membro inferior, abordando o sistema esquelético, o sistema muscular, bem como as principais articulações do membro inferior.

O capítulo 3 descreve a biomecânica humana, como conceitos teóricos fundamentais à compreensão do ciclo da marcha. Analisa-se o ciclo da marcha e respectivas fases e sub-fases, como a cinemática da marcha humana. O conhecimento dos fundamentos teóricos sobre a aquisição e análise de dados, bem como as principais patologias associadas ao membro inferior são fundamentais para a realização de um estudo biomecânico da marcha humana.

No capítulo 4 é realizado um levantamento de diferentes ortóteses relativas ao membro inferior (patentes e mercado atual), e são também mencionados os principais materiais usados no seu fabrico.

No capítulo 5 é apresentado toda a metodologia, concepção e desenvolvimento do projeto, onde são estabelecidos os objetivos, identificados os requisitos e especificações técnicas, e desenvolvida uma nova solução para o sistema de atuação. Neste capítulo, também é apresentada uma breve sistematização de todos os desenvolvimentos efetuados em projetos anteriores.

O capítulo 6 aborda o dimensionamento e caracterização do sistema de atuação hidráulico, descrevendo, brevemente, as características dos materiais utilizados em todo o sistema e as possíveis perdas de carga existentes aquando o funcionamento do sistema.

No capítulo 7 são apresentadas todas as alterações realizadas ao dispositivo/ortótese para se proceder à realização de testes preliminares e testes sistemáticos com paciente. Inicialmente são estabelecidos os testes a realizar e, posteriormente, é descrito todo o processo utilizado para a aquisição de dados e análise. Por fim, são apresentados os resultados dos testes preliminares e dos testes sistemáticos com paciente e a respetiva discussão, assim como uma breve descrição das limitações existentes durante a realização do projeto.

Por fim, no capítulo 8, são apresentadas as principais conclusões do presente projeto, e algumas sugestões para possíveis desenvolvimentos futuros.

## **CAPÍTULO 2 - ANATOMIA DO MEMBRO INFERIOR**

Os membros inferiores são extensões do tronco que têm como função o suporte do peso do corpo, a locomoção e a manutenção do equilíbrio [1]. Estes compreendem quatro segmentos articulados entre si, a anca, a coxa, a perna e o pé. Estas articulações, para que possam realizar o movimento, são providas por um certo número de graus de liberdade capazes de se posicionarem em diversas configurações [2].

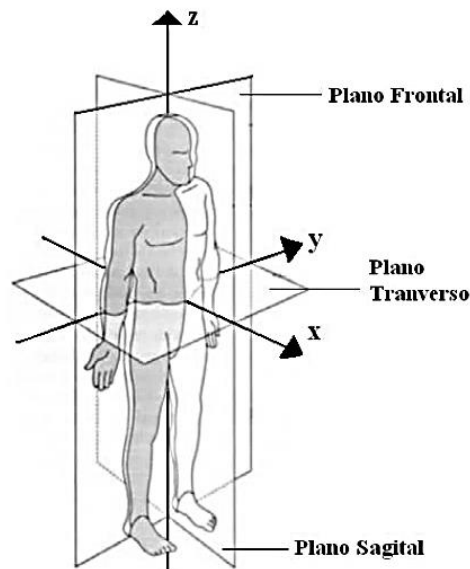
Neste capítulo são apresentados conceitos considerados importantes para um melhor entendimento sobre as ortóteses do membro inferior. Inicialmente é realizada uma descrição anatômica do membro inferior, onde são também expostos os principais movimentos realizados pelas suas articulações.

### **2.1 Posição e planos anatômicos de referência**

Para que se consiga efetuar uma completa representação e entendimento do movimento humano, é de extrema importância que existam sistemas de análise tridimensional. Para tal, define-se uma posição anatômica de referência (o corpo fica numa postura ereta de frente para o observador, com o nível da cabeça e os olhos de frente para o horizonte, os pés apoiados no solo e virados para a frente, e os membros superiores estendidos ao lado do tronco e as palmas das mãos voltadas para a frente) em relação aos planos, eixos e movimentos do corpo [3].

Os movimentos dos membros inferiores são descritos a partir de diferentes planos de referência, sendo neste caso revelante a análise do plano sagital, frontal e transversal, formando entre si ângulos retos (Figura 1). O plano sagital divide o corpo em duas partes, nomeadamente lado esquerdo e outro do lado direito (medial/lateral), onde acontecem os movimentos de flexão e extensão; o plano frontal divide o corpo numa parte anterior e posterior, sucedendo-se os movimentos de adução e abdução; e o plano transversal divide o corpo numa porção superior e inferior, ocorrendo os movimentos de rotação [3, 4]. Cada

plano intersesta um único ponto comum, o centro de gravidade, e possibilita a divisão do corpo humano em duas partes de massa igual [4].



**Figura 1** - Esquema representativo dos eixos e planos principais do corpo humano (adaptado de [4]).

## 2.2 Graus de liberdade

Os membros do corpo humano são dotados de articulações com um certo número de graus de liberdade capazes de se posicionarem em diversas configurações. Os graus de liberdade permitem descrever a localização e a orientação dos corpos ou dos seus segmentos no espaço. O membro inferior é dotado de 10 graus de liberdade (DOF), embora que somente 8 DOF estejam atualmente utilizados [5].

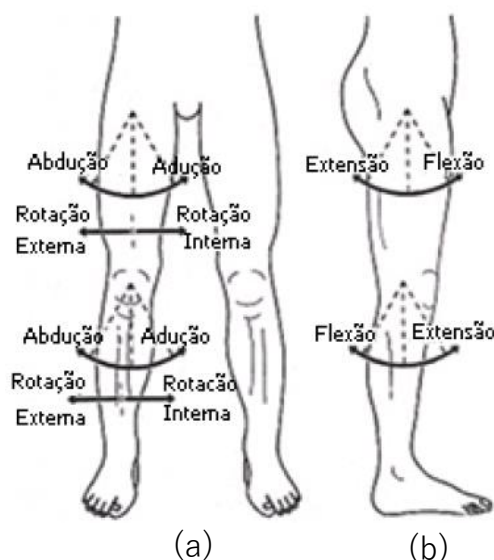
A estrutura da anca apresenta 3 DOF, associados à flexão/extensão, abdução/adução e rotação lateral/medial. Contudo, o último grau de liberdade não é coaxial e, por isso, não é considerado [5]. O joelho constitui um sistema articulado com um DOF, realizando o movimento de flexão e extensão da perna no plano sagital. O tornozelo possui um DOF para os movimentos de dorsiflexão/plantiflexão [5].

Estas convenções de coordenadas conjuntas são representadas na Figura 2, para um ser humano padrão.

## 2.3 Sistema esquelético do membro inferior

Os membros inferiores suportam o corpo e são essenciais para estar de pé, andar e correr de forma normal, dado que os ossos humanos são capazes de resistir a forças de

compressão e flexão. A maioria dos músculos atua sobre os ossos para produzir movimento, exercendo com frequência uma força considerável sobre eles. Deste modo, sem sistema esquelético, os músculos seriam incapazes de mover o corpo [6].



**Figura 2** - Representação do membro inferior. (a) Vista frontal com os movimentos do membro. (b) Vista lateral, com os respectivos movimentos de flexão e extensão da perna (adaptado de [5]).

### 2.3.1 Cintura pélvica ou anca

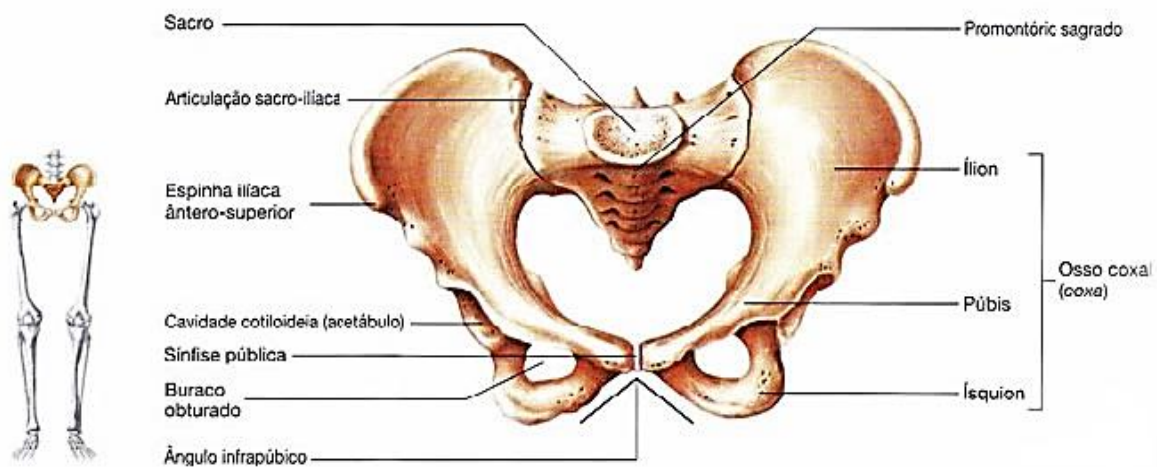
A anca ou cintura pélvica é formada pelos ossos coxais direito e esquerdo. Os dois ossos coxais reúnem-se um com outro e com o sacro para formar um anel ósseo designado por bacia óssea ou pelve (pélvis). Cada osso coxal é formado pela fusão de três ossos, o ílion (virilha), o ísquion (anca) e o púbis [6].

A cintura pélvica (Figura 3) é o local de articulação dos membros inferiores com o tronco e é caracterizada por se encontrar envolvida por potentes massas musculares. suporta o peso do corpo e protege órgãos internos. Como a bacia é um anel ósseo completo, confere suporte mais estável, mas menos móvel que a cintura escapular. Esta articulação é responsável pela movimentação do membro inferior em todas as direções do espaço [6, 7].

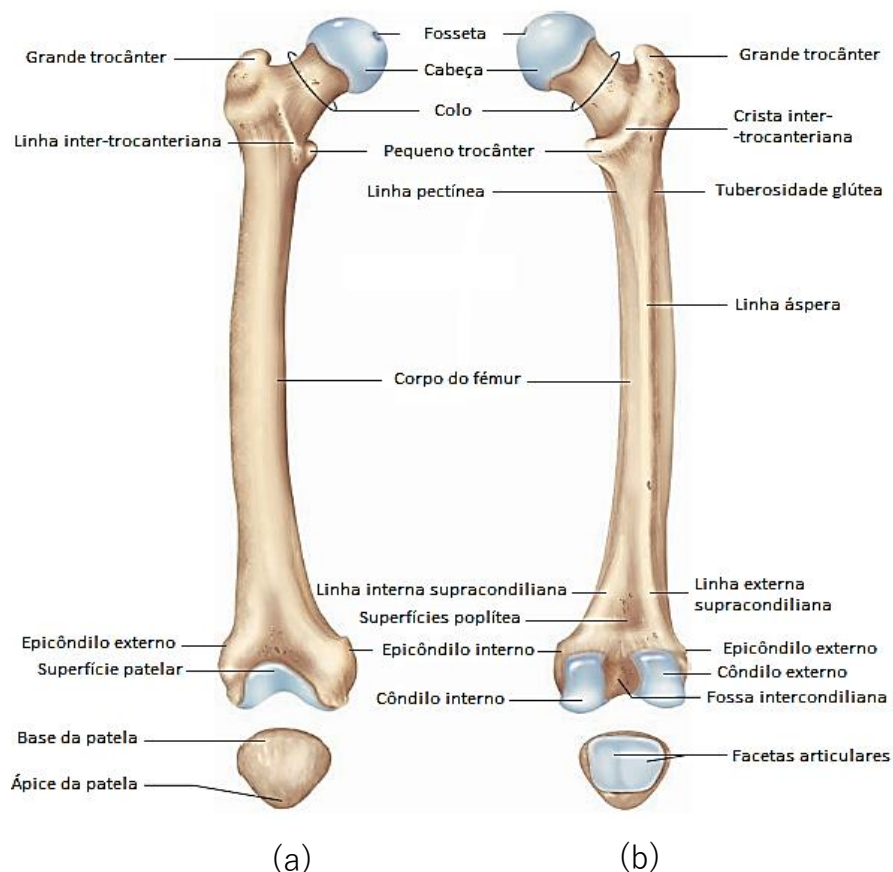
### 2.3.2 Coxa

A coxa contém um único osso, o fêmur, o osso mais longo e mais forte do corpo humano. O fêmur (Figura 4) tem uma cabeça, proeminente e arredondada, onde se articula

com o acetábulo da pelve, e um colo bem definido; ambos se localizam num ângulo oblíquo em relação ao eixo do fêmur [6].



**Figura 3** - Vista anterior da cintura pélvica (adaptado de [6]).



**Figura 4** - Fêmur Direito. (a) Vista anterior. (b) Vista posterior (adaptado de [7]).

O corpo proximal tem duas tuberosidades, nomeadamente o grande trocânter inferior e posterior ao colo. Ambos os trocânteres são pontos de inserção de músculos que unem



a anca à coxa, como o músculo do quadril. Os trocânteres estão ligados no lado posterior por um espesso rebordo oblíquo de osso, a crista inter-trocanteriana e no lado anterior por uma linha inter-trocanteriana mais delicada [6].

A extremidade distal do fêmur apresenta os côndilos interno e externo, superfícies lisas e arredondadas que se articulam com a tíbia. Com localização proximal em relação aos côndilos estão os epicôndilos interno e externo (tuberosidade lateral e medial), pontos mais largos do fêmur no joelho e importantes na inserção de músculos da coxa e da perna e ligamentos do joelho. No lado anterior do fêmur, uma depressão mediana lisa chamada superfície patelar articula-se com a patela [6, 7].

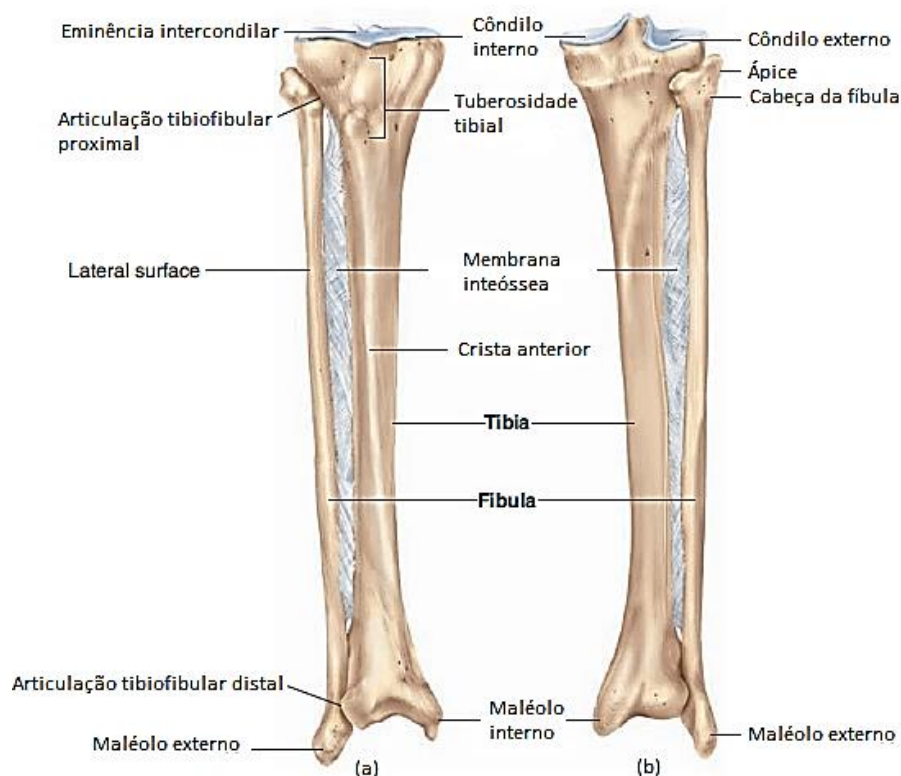
A rótula (patela) é um grande osso sesamoide localizado no tendão do músculo quadricípite crural que é o mais importante dos músculos anteriores da coxa. Possui uma base superior larga, um ápice inferior pontiagudo e um par de facetas articulares na sua superfície posterior onde se articula com a tróclea femoral, de modo a criar uma superfície articular lisa na extremidade distal anterior do fêmur [7]. A rótula mantém o tendão afastado da extremidade distal do fêmur e assim modifica o ângulo do tendão entre o quadricípite crural e a tíbia, onde o tendão se insere [6].

### 2.3.3 Perna

A perna é a parte do membro inferior situada entre o joelho e o tornozelo e consiste em dois ossos: a tíbia (osso da canela) e o perônio (fíbula), encontrando-se separados pelo espaço interósseo (Figura 5) [7].

A tíbia é o osso maior e suporta a maior parte do peso da perna. Pode-se observar e palpar com facilidade, logo abaixo da rótula, uma tuberosidade anterior da tíbia (tuberosidade tibial) que constitui o ponto de inserção do quadricípite crural e do ligamento patelar, local onde exercem a sua tração quando se estende a perna. A crista anterior forma a “canela” [7]. A extremidade proximal da tíbia apresenta as cavidades glenoideas da tíbia, lateral (externa) e medial (interna), achatadas, que se articulam com os côndilos do fêmur. Localizada entre as cavidades está a espinha da tíbia (eminência intercondiliana), que é uma crista entre as duas superfícies articulares da tíbia proximal [6, 7]. No tornozelo, podem ser observados e palpados como saliências ou “botão” ósseo proeminentes de cada lado, designados de maléolos interno (medial) e externo (lateral).

A extremidade distal da tíbia é alargada para formar o maléolo interno que contribui para formar a face interna da articulação do tornozelo [6].



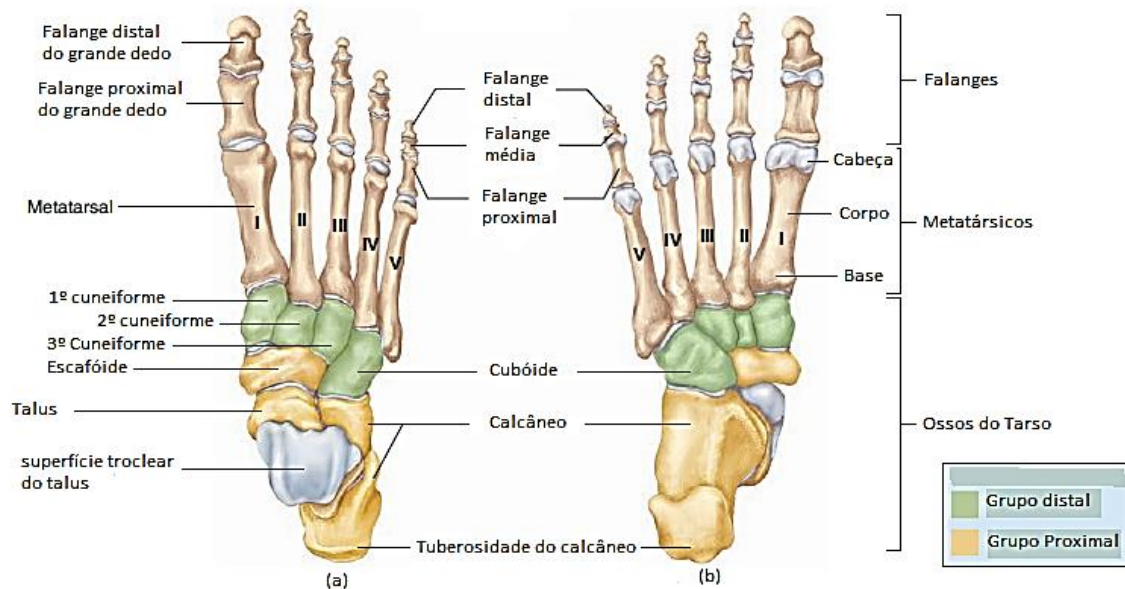
**Figura 5** - Tíbia e Perônio direito. (a) Vista anterior. (b) Vista Posterior (adaptado de [7]).

O perônio não se articula com o fêmur, mas tem uma pequena cabeça proximal (o ponto da cabeça é designado de ápice) onde se articula com a tíbia. Trata-se de um suporte lateral que ajuda a estabilizar o tornozelo, não suportando nenhum peso corporal [6]. A extremidade distal do perônio está ligeiramente alargada no maléolo externo que forma a faxe externa da articulação do tornozelo. A porção mais delgada, mais frágil, do perônio está imediatamente proximal ao maléolo externo. O perônio é unido à tíbia por um ligamento chamado membrana interóssea, semelhante ao que une a ulna e raio [6].

#### 2.3.4 Pé

A porção proximal do pé é formada por sete osso társicos, ilustrados na Figura 6. O astrágalo (o osso do tornozelo - *talus*) articula-se com a tíbia e o perônio, formando a articulação tibio-társica (articulação do tornozelo). Este osso é considerado o segundo maior osso társico, e possui três superfícies articulares: uma ínfero-posterior que articula com o calcâneo, uma superfície troclear superior que se articula com a tíbia e uma superfície anterior que se articula com o osso navicular (escafoide) [6]. O calcâneo

(calcanhar), o maior osso társico localiza-se abaixo do astrágalo e suporta-o. O calcâneo faz protusão para trás no local onde os músculos da barriga da perna se inserem nele, e onde pode ser facilmente palpado como calcanhar. O astrágalo, o calcâneo e o navicular são considerados a fileira proximal de ossos társicos. O grupo distal é constituído por quatro ossos, nomeadamente os três cuneiformes e o cuboide [6, 7].



**Figura 6** - Pé direito. (a) Vista superior ou dorsal. (b) Vista inferior ou plantar (adaptado de [7]).

Os metatársicos e as falanges do pé estão dispostos de uma maneira muito semelhante à dos metacárpicos e falanges das mãos, sendo o dedo grande do pé semelhante ao polegar [6, 7]. Os metatársicos I a III articulam-se com os três cuneiformes e os metatársicos IV e V articulam-se com o cuboide. O anglo-saxónico (a bola do pé) corresponde à junção entre os metatársicos e as falanges [7].

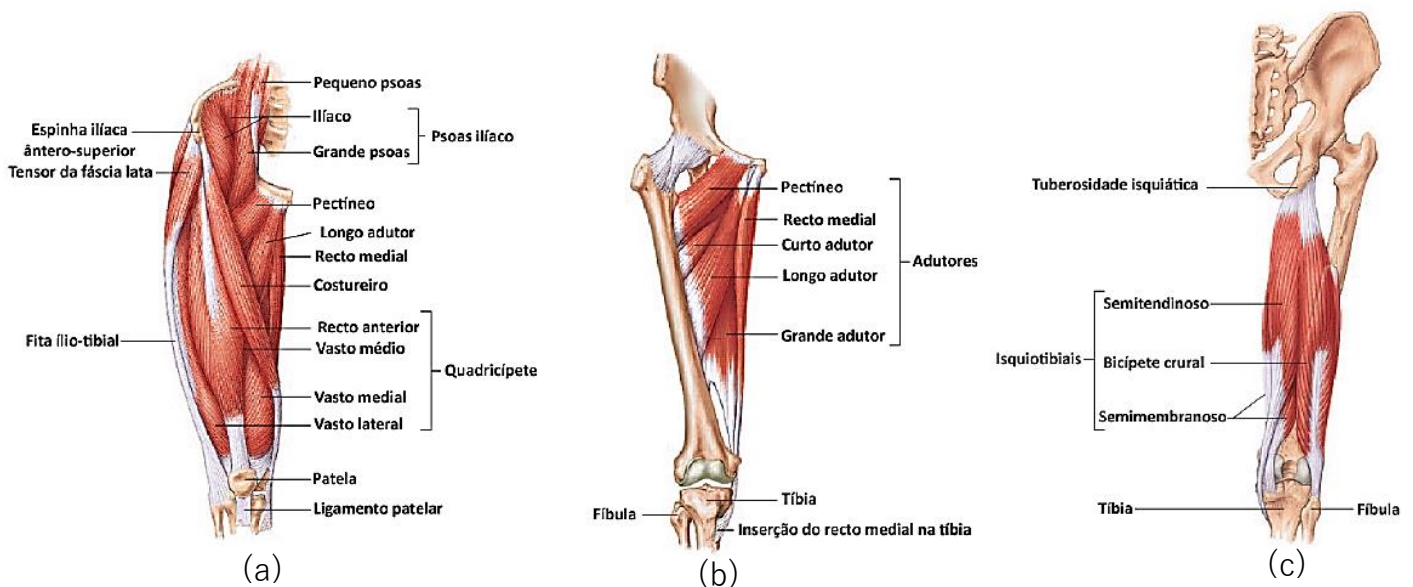
O pé, no seu conjunto, é convexo dorsalmente e côncavo ventralmente (inferiormente), formando arcadas plantares [7].

## 2.4 Sistema muscular do membro inferior

O corpo humano é constituído por diferentes tipos de músculos, que são tecidos fibrosos que funcionam como pequenos atuadores, de modo a produzir as forças responsáveis pelo movimento do corpo. Os músculos inserem-se nos ossos e noutros tecidos conjuntivos pelos tendões [6].

O sistema muscular é muito importante para as disciplinas biomédicas, mesmo para além do âmbito das ciências do movimento [6, 7]. Os maiores músculos são encontrados no membro inferior, no qual se cruzam em duas ou mais articulações, como o quadril e o joelho [6].

Diversos músculos da coxa têm a sua origem na anca e inserem-se no fémur (Figura 7). Estes músculos podem dividir-se em três compartimentos, nomeadamente em anterior, posterolateral e profundo [6]. Os músculos anteriores, o ilíaco e o grande psoas, tem como principal função a flexão da coxa, e por partilharem uma inserção em comum e produzirem o mesmo movimento, são igualmente designados de psoas ilíaco. Os músculos posterolaterais que movimentam a coxa são os glúteos e o tensor de fáscia lata. Os músculos profundos da anca funcionam como rotadores externos da coxa [7].



**Figura 7** - Músculos da coxa direita. (a) Vista anterior superficial. (b) Vista anterior profunda ou região adutora. (c) Vista posterior (adaptado de [6]).

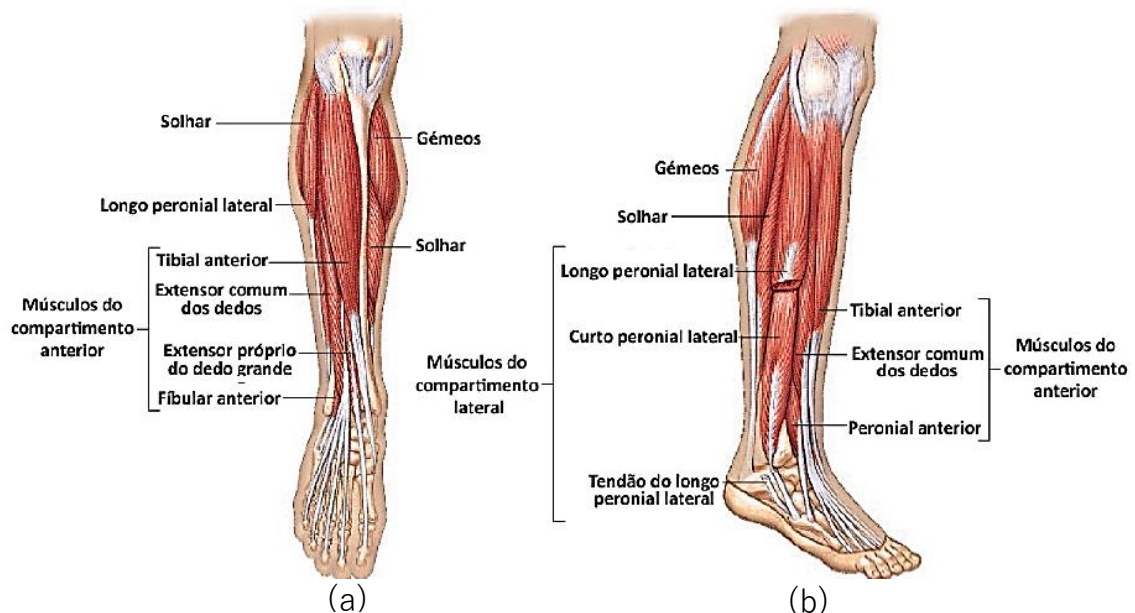
Além dos músculos da anca, alguns dos músculos que movimentam a coxa têm origem na anca, designados por anterior, que faz a flexão da anca e extensão do joelho, e interno, que faz a adução da coxa. Contudo, o principal músculo anterior da coxa é o quadríceps crural [6].

O quadríceps crural, ou femoral, consiste em quatro músculos, o reto anterior, o vasto externo, o vasto interno e o crural. Este grupo de músculos tem como principal função a extensão do joelho, e é considerado um dos mais poderosos músculos [6]. Estes músculos têm uma inserção comum por um tendão que tem o mesmo nome do músculo,

na base e nos bordos laterais da rótula. O ligamento rotuliano é uma extensão do referido tendão do quadricípite crural em direção à tuberosidade tibial [6, 7].

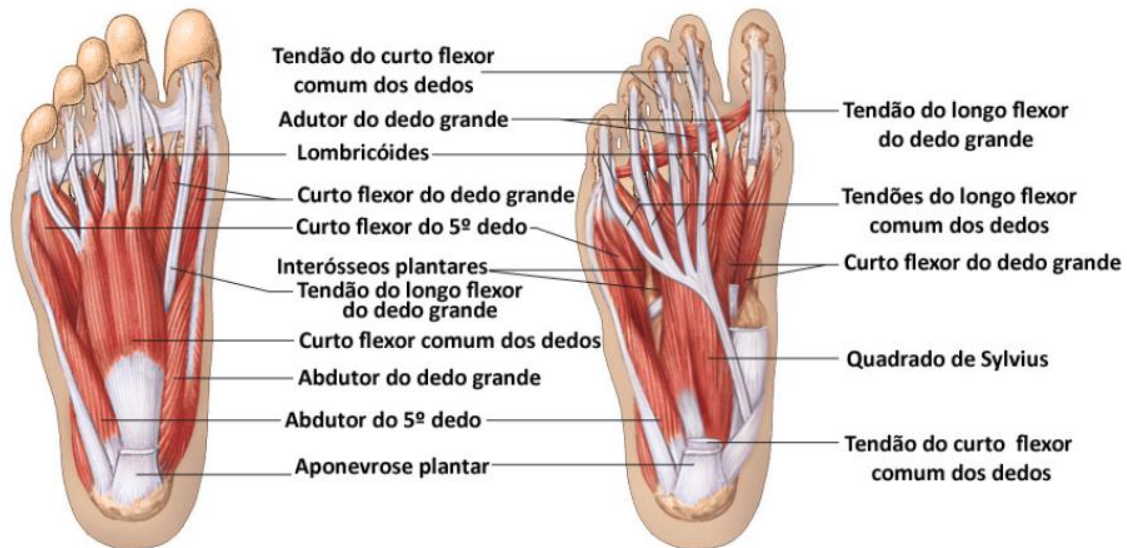
Os músculos posteriores da coxa designam-se coletivamente por isquiotibiais e são o bicípite crural, que possibilita a flexão da perna, o semimembranoso e o semitendinoso [6].

A perna é constituída por inúmeros músculos. Estes músculos da perna que atuam no movimento do tornozelo podem ser divididos em três compartimentos, nomeadamente no compartimento anterior, posterior e externo (Figura 8). No compartimento anterior, os músculos estão implícitos quando é realizado o movimento de dorsiflexão, inversão e eversão do pé e na extensão dos dedos, sendo responsáveis por esta ação o tibial anterior, extensor comum dos dedos, extensor próprio do grande dedo e o peroneal anterior [6]. No compartimento posterior, os músculos podem ser divididos em músculos superficiais, como os gêmeos, plantar delgado e o solhar, e em músculos profundos, como o popliteu, longo flexor comum dos dedos, longo flexor do grande dedo e tibial posterior. Os músculos superficiais são responsáveis pela extensão do pé e flexão da perna e os músculos profundos pela flexão dos dedos, extensão e inversão do pé e rotação interna da perna. Por fim, no compartimento externo, os músculos peroneal longo e curto, estão envolvidos quando estamos perante um a eversão e extensão do pé [6].



**Figura 8** - Músculos da perna direita. (a) Vista anterior. (b) Vista lateral (adaptado de [6]).

Os músculos intrínsecos do pé, localizados no próprio pé fazem a flexão, extensão, abdução e adução dos dedos (Figura 9) [6].



**Figura 9** - Superfície plantar dos músculos do pé (adaptado de [6]).

## 2.5 Articulações do membro inferior

Os membros do corpo humano são dotados de articulações que se posicionam em diversas configurações. As principais articulações existentes nos membros inferiores são a da anca, a do joelho e a do tornozelo. No entanto, para este estudo, as articulações do joelho são as mais relevantes, vistos serem estes os membros mais afetados [6].

O joelho constitui a articulação de maior dimensão e é a estrutura responsável pela transmissão de cargas nos membros inferiores, participando no movimento do corpo. Esta articulação combina uma grande variedade de tecidos altamente especializados para conferir uma união entre a coxa e a canela (Figura 10) [1].

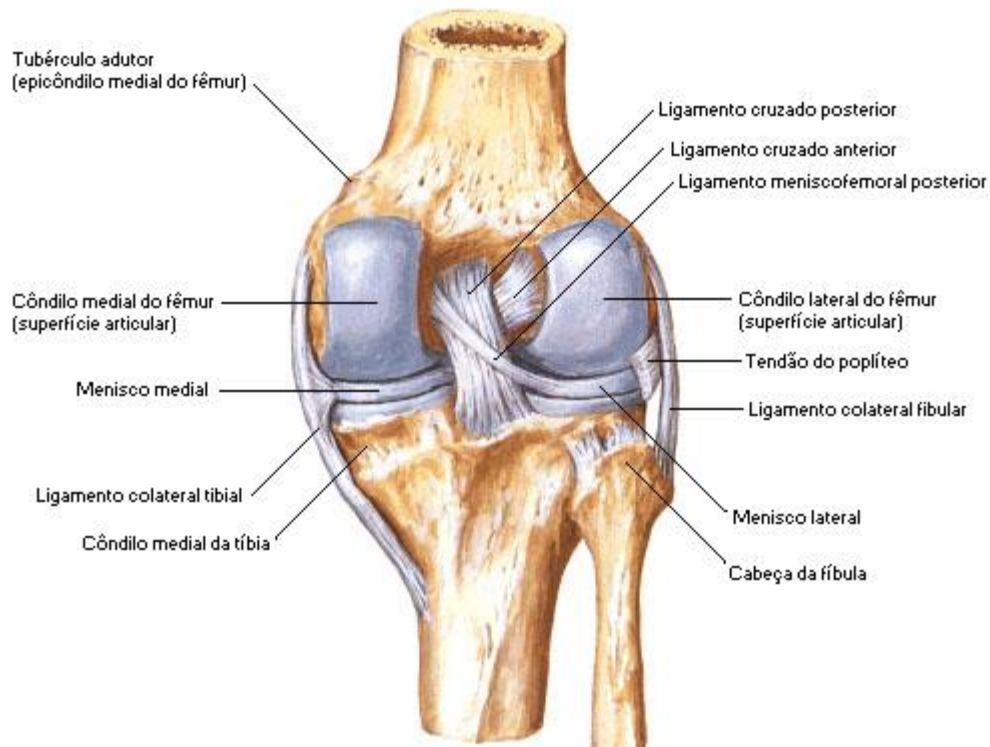
Como se trata de uma articulação com elevados requisitos funcionais, o joelho está dotado de um complexo mecanismo [1]:

- Deve possuir elevada estabilidade quando completamente estendido (em extensão o joelho suporta a maior parte do peso do corpo);
- Deve alcançar uma grande mobilidade a partir de certo ângulo de flexão para haver mobilidade necessária ao exercício pretendido.

A estabilidade da articulação do joelho depende da força e das ações dos músculos adjacentes, assim como dos seus tendões e dos ligamentos que conectam com o fêmur e a tíbia. Os dois ligamentos cruzados do joelho evitam a deslocação anterior da tíbia em relação ao fêmur e o deslocamento posterior da tíbia. A articulação é ainda fortalecida



pelos ligamentos laterais e pelos ligamentos popliteus, e pelos tendões dos músculos da coxa, que se estendem em torno do joelho [6].



**Figura 10** - Vista posterior profunda da articulação do joelho direito (adaptado de [6]).





## CAPÍTULO 3 - BIOMECÂNICA HUMANA

A biomecânica associada ao estudo do movimento tem tido ao longo das últimas décadas um grande desenvolvimento e uma enorme importância no estudo e tratamento de distúrbios no sistema locomotor, isto é, tem como propósito compreender as características dos padrões da marcha. Os benefícios da análise do movimento são cada vez maiores devido aos avanços da tecnologia, que permitem obter maior fidelidade na aquisição e no tratamento dos dados referentes à mesma. A quantificação do movimento humano pode ser feita através da análise do movimento ao nível das articulações, medição da atividade eletromiográfica dos músculos e das forças presentes no movimento [8, 9].

Uma interpretação biomecânica da marcha humana é o movimento integrado e sincronizado de centenas de músculos e articulações no corpo. Todos os humanos seguem o mesmo padrão básico de marcha, no entanto, as suas marchas são influenciadas por funções de toda a sua estrutura músculo-esquelética. Vários fatores como a idade, massa e forma corporal, estado físico do paciente, lesões ou disfunções no controle do movimento podem alterar os componentes e a sequência típica dos padrões de ativação muscular, resultando no uso de diferentes estratégias de compensação para manter a sua função [8, 10]. O atual desenvolvimento da biomecânica é expresso por novos procedimentos e técnicas de investigação, nas quais se verifica uma tendência crescente de combinação entre várias disciplinas científicas na análise do movimento. Um progresso nas técnicas de medição, armazenamento e processamento de dados contribuiu para a análise do movimento nos últimos anos [11, 12].

### 3.1 Marcha Humana

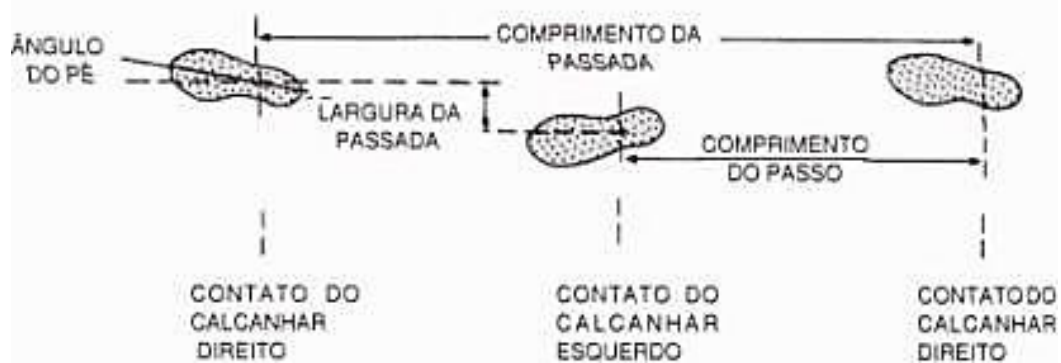
A análise da marcha tem desempenhado um papel importante no desenvolvimento de estratégias terapêuticas e tem demonstrado ser uma ferramenta útil para o estudo de desordens neuromusculares, para a avaliação da substituição articular por próteses, e

para o estudo de lesões desportivas, ortóteses e dispositivos de assistência de marcha [12].

A marcha pode ser descrita como uma progressão translacional do corpo como um todo, produzida por movimentos rotatórios de segmentos corporais coordenados. A marcha normal é rítmica e envolve o uso alternado dos membros inferiores para providenciar suporte do corpo e a sua propulsão, o que acontece sempre com pelo menos um apoio no solo. Desta forma, o ciclo da marcha pode, então, definir-se como o intervalo de tempo entre duas ocorrências sucessivas de um dos eventos repetitivos da marcha (isto é, inicia-se quando um calcanhar entra em contacto com o solo e termina no momento em que o mesmo toca no solo novamente) [13].

Um fator que dificulta fortemente a análise da marcha é o facto desse controlo e as suas sequências não serem exatamente iguais entre indivíduos distintos, por razões multifatoriais relacionadas com a idade, constituição física, sexo e estado emocional. O seu carácter variável torna muito importante o seu estudo sistemático, necessidade de onde nasceu a Biomecânica, ciência que recebeu os contributos já mencionados e que se pode definir como o estudo do comportamento de sistemas biológicos utilizando e aplicando os conceitos e leis da Mecânica [14, 15].

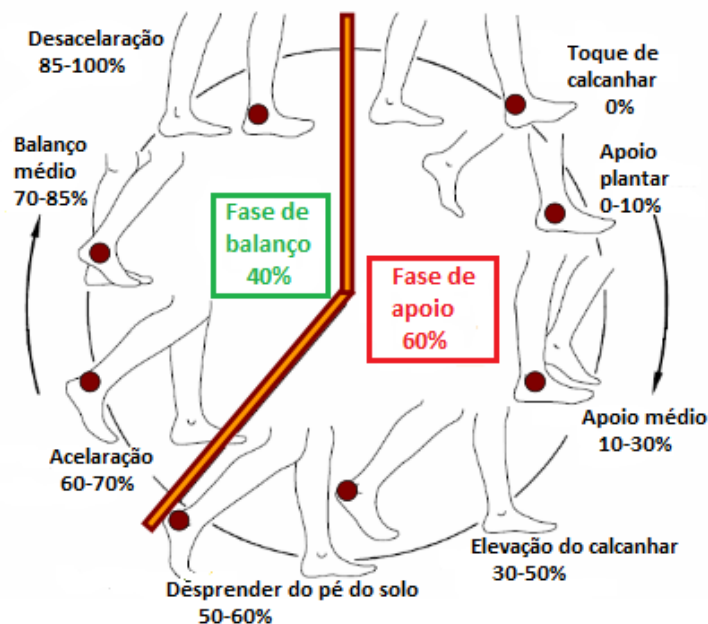
O passo e a passada (Figura 11) são dois conceitos básicos associados à marcha. O passo refere-se ao início de um movimento efetuado por um membro até ao início do mesmo com outro membro, já a passada refere-se ao ciclo completo do andar, do início do evento de um membro até o início do mesmo evento pelo mesmo membro. Como se pode verificar na Figura 11, o evento que delimita o passo ou a passada é o toque do calcanhar no chão [11].



**Figura 11** - Esquema representativo do comprimento da passada e do passo (adaptado de [11]).

### 3.1.1 Ciclo da marcha

O ciclo da marcha é definido pelo intervalo de tempo durante o qual uma sequência de eventos sucessivos e regulares se completa e é dividido em duas fases, onde cada extremidade passa, denominados por fase de apoio e fase de balanço ou oscilação. O ciclo da marcha descreve-se por convenção em termos de percentagem e não por tempo decorrido, facultando a normalização dos dados para inúmeros pacientes, pois os eventos ocorrem de forma bastante similar e são independentes do tempo. Na Figura 12 encontram-se representadas as referidas fases e respetivas percentagens no ciclo de marcha completo [12].

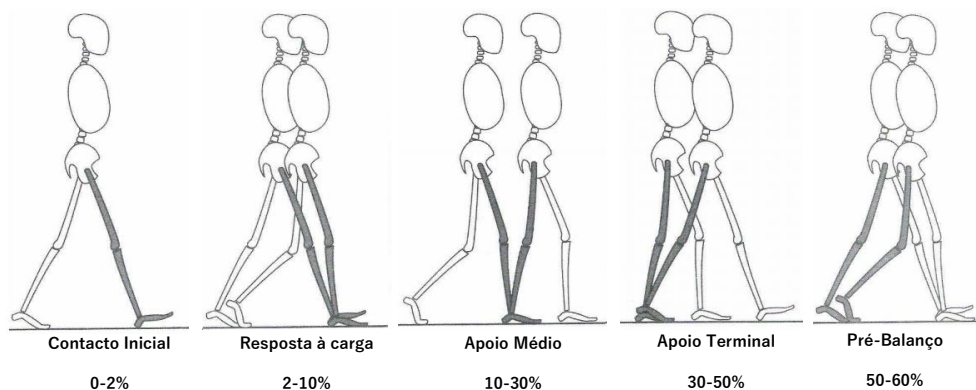


**Figura 12** - Esquema representativo do ciclo da marcha (adaptado de [12]).

Durante a fase de apoio ou fase de suporte, que corresponde a aproximadamente a 60% do ciclo da marcha, o pé entra em contacto com o solo, sustentando o peso corporal. Esta fase subdivide-se em 5 diferentes sub-fases (Figura 13) [12, 14]:

- contacto inicial (0-2%) - Instante em que o pé, de uma extremidade, contacta com o solo pelo calcanhar e o seu objetivo é posicionar o membro para iniciar o apoio com o rolamento do calcanhar;
- a resposta à carga (2-10%) - Constitui a primeira parte da fase de duplo apoio. O pé apoia-se totalmente no solo, e todo o peso do corpo é-lhe transferido. A finalidade desta fase é a absorção de choques, estabilidade para a receção de peso e preservação da progressão;

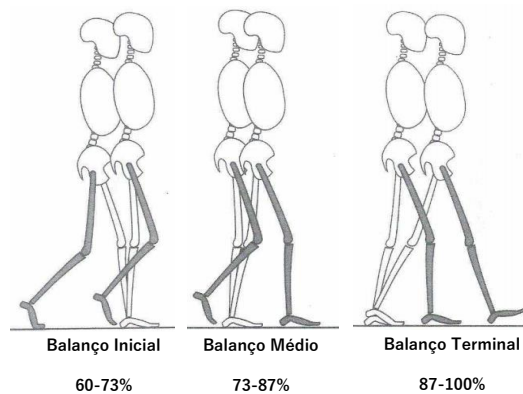
- o apoio médio (10-30%) - Primeira fase do apoio simples que se inicia quando o pé contralateral abandona o solo e decorre enquanto o peso do corpo percorre a planta do pé apoiado até estar alinhado com a parte mais distal do pé. Tem como objetivo a progressão sobre o pé estacionário e a estabilidade do tronco e do membro;
- o apoio terminal (30-50%) - Representa a segunda metade de apoio simples, pois tem início quando o calcanhar abandona o solo (daí a designação também encontrada de *heel-off* [12]) e decorre até que o calcanhar contralateral toque no solo. Durante esta fase o peso do corpo desloca-se para a frente sobre o pé;
- o pré-balanço (ocupa os últimos 12% da fase de apoio (50-60%)) - Começa com o contacto inicial do membro oposto e termina com o despreendimento homolateral dos dedos. Esta fase tem a finalidade de posicionar o membro para o balanço.



**Figura 13** - Representação das fases do período de apoio (adaptado de [14]).

Durante a fase de balanço, que constitui cerca de 40% do ciclo de marcha, o membro inferior descola-se do solo e termina antes do ataque ao solo do mesmo membro, ou seja, o pé está no ar permitindo o avanço do membro (Figura 14) [12, 14]. Apresenta três fases distintas:

- o balanço inicial ou aceleração (60-73%) - Inicia-se quando o pé se eleva do solo e termina quando este está em oposição ao pé de apoio (contralateral) – flexão máxima do joelho;
- o balanço médio (73-87%) - início após a flexão máxima do joelho até que a tíbia atinge uma posição vertical;
- o balanço terminal (desaceleração 87-100%) - Completa o ciclo da marcha. A tíbia passa para lá da posição vertical e o joelho estende totalmente em preparação para o contacto inicial do ciclo seguinte, com o calcanhar.



**Figura 14** - Representação das fases do período de balanço (adaptado de [14]).

Após esta análise verifica-se que para o desenvolvimento de uma marcha sem patologia existe a intervenção de alguns grupos musculares dos membros inferiores. Na Tabela 1 encontram-se resumidos os principais músculos envolvidos, mais especificamente ao nível das duas fases da marcha, fase de apoio e fase de balanço. Aquando a fase de apoio, onde há contacto do pé no solo, observa-se um elevado nível de atividade dos músculos dorsoflexores e esquirotibiais. Contudo, ao longo desta fase os músculos com uma maior atividade são o glúteo mínimo e médio, assim como o quadríceps femoral. Antecedendo à fase de balanço, aquando a propulsão da perna para a frente, há essencialmente contração dos músculos intrínsecos do pé e do glúteo máximo. No início da fase de balanço os músculos que passam a ficar mais ativos são o ilíaco e o tensor da fáscia lata [16].

### 3.1.2 Análise cinemática da marcha humana

A marcha humana resulta de uma complexa interação de forças musculares, movimentos articulares e comandos motores neurais, em diversos segmentos do corpo. Muitas das variáveis internas contribuintes da marcha têm sido identificadas e quantificadas durante o último século, entre elas o binário muscular, as forças de reação do solo (FRS), o movimento dos membros e o custo energético-metabólico. Este conjunto de dados requer uma interpretação e organização dos princípios fundamentais que explicam sobre os mecanismos da marcha [15].

A análise biomecânica da marcha consiste em três áreas básicas, a cinemática, a cinética e sinais eletromiográficos. Contudo, serão apenas abordadas a análise cinemática e cinética por serem as mais relevantes para este estudo. A análise cinética foca-se no estudo das forças associadas com o movimento. A cinemática é o estudo dos movimentos

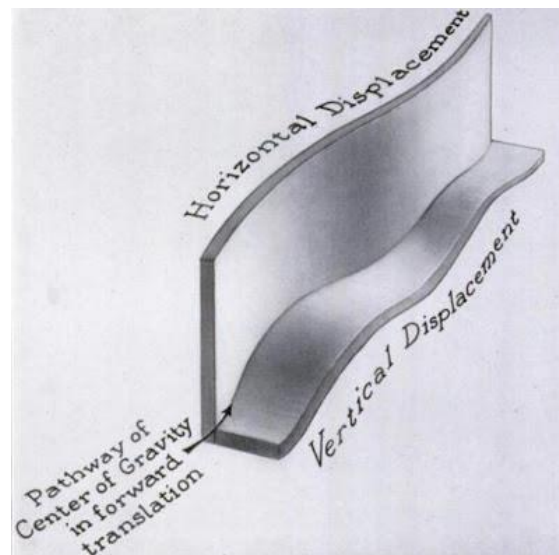
espaciais do corpo sem ter em consideração as forças que as causaram. A sua função é descrever as características fundamentais do movimento, recorrendo a informações das forças de reação nas articulações, nos membros articulados, da potência mecânica e do trabalho mecânico. Esta descrição do movimento inclui o padrão e a velocidade das sequências do movimento realizadas pelos segmentos corporais que correspondem ao grau de coordenação demonstrada por um paciente. De forma a otimizar o estudo da marcha, recorre-se à análise cinemática para melhorar a descrição do movimento [17].

**Tabela 1** - Principais músculos ativos aquando as várias fases da marcha (\*atividade baixa; \*\*atividade moderada; \*\*\*elevada atividade) (adaptado de [16]).

MÚSCULOS	FASES						
	Apoio				Balanço		
	Resposta à carga	Apoio médio	Apoio terminal	Pré-balanço	Balanço inicial	Balanço médio	Balanço terminal
<b>Dorxiflexores</b>	***	**	**		**		**
<b>Músculos intrínsecos do pé</b>			***				
<b>Glúteo máximo</b>	*	**	***				*
<b>Glúteo médio</b>	**	***	**		*		
<b>Glúteo mínimo</b>	**	***	**		*		
<b>Isquiotibiais</b>	***	**	**		*		**
<b>Ilípoas</b>					***		
<b>Flexores plantares</b>		*	**				
<b>Quadricipites</b>	*	***	**				*
<b>Sartório</b>					**		*
<b>Tensor da Fáscia Lata</b>	*	**	*		***		
<b>Adutores da coxa</b>	**	**	*		**		*

Desta forma, o estudo biomecânico oferece uma análise quantitativa do movimento humano, dado que aborda os sistemas biológicos do ponto de vista mecânico, compreendendo a estática e a dinâmica. Nesta perspetiva, a marcha pode ser vista como o deslocamento do centro de gravidade do corpo através do espaço com o menor consumo

de energia possível [18]. Devido à aceleração e desaceleração dos membros inferiores, e o deslocamento do centro de gravidade, numa perspectiva vertical, variar sinusoidalmente (pico inferior a cerca de 20% do ciclo de marcha e o pico superior a cerca de 60% do mesmo ciclo), este consumo de energia não é constante. O centro de gravidade também se desloca lateralmente no plano horizontal com um plano de progressão que descreve uma onda sinusoidal (Figura 15). Esta curva é ondulada, sem irregularidades e é similar, em forma, à verificada no deslocamento vertical. Estima-se que a amplitude pico-a-pico (diferença entre o pico máximo e mínimo) em adultos é praticamente constante, cerca de 3 a 4 cm, que ajuda a estimar as trocas de energia mecânica, a eficiência e para descrever a simetria, que são considerados um indicador da qualidade da marcha [19].



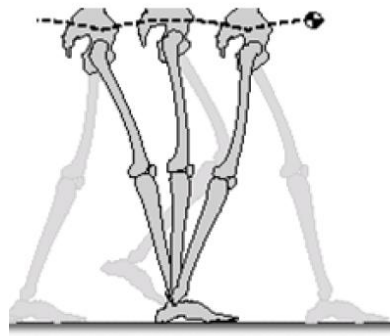
**Figura 15** - Representação da variação do centro de massa (adaptado de [20]).

Durante várias décadas duas teorias dominaram o estudo da marcha: a analogia a um **pêndulo invertido** e os **seis determinantes da marcha** [15].

- **Teoria do pêndulo invertido**

Segundo o modelo do pêndulo invertido, a marcha humana pode ser comparada a um mecanismo semelhante a um pêndulo onde a energia cinética é convertida em energia potencial gravítica e vice-versa, com conservação de mais de 60 a 70% da energia mecânica necessária [21]. A gravidade é a força mais determinante no pêndulo invertido, na qual tem de ser pelo menos igual à força centrípeta [22].

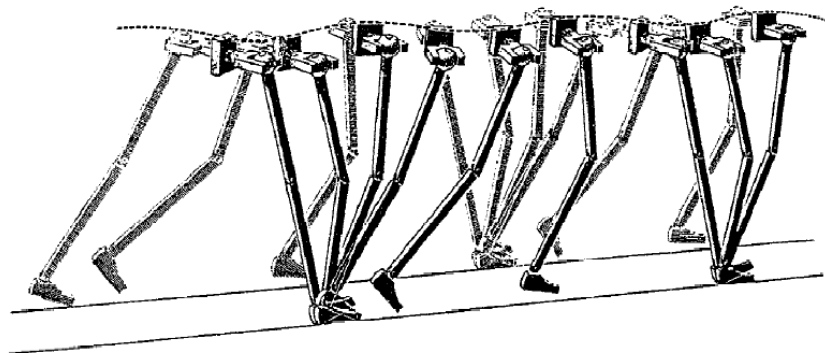
Esta teoria pressupõe que a maior parte do trabalho realizado durante a marcha está associado a um mecanismo passivo de troca de energia cinética e potencial. O centro de gravidade oscila de acordo com o membro em fase de apoio e por esta teoria, o trabalho necessário para elevar e acelerar o centro de massa é reduzido (Figura 16). Este processo possibilita a transferência de energia entre passos sucessivos, bem como a manutenção de um valor aproximadamente constante do nível de energia mecânica total [23].



**Figura 16** - Ilustração gráfica da Teoria do Pendulo Invertido (adaptado de [23]).

- **Teoria dos seis determinantes da marcha**

Para obter eficiência e conservação de energia durante a marcha, o deslocamento vertical do centro de gravidade deve ser minimizado. Deste modo, estes determinantes da marcha, são considerados estratégias de movimento que justamente reduzem a magnitude dos deslocamentos do centro de gravidade (Figura 17) [13].



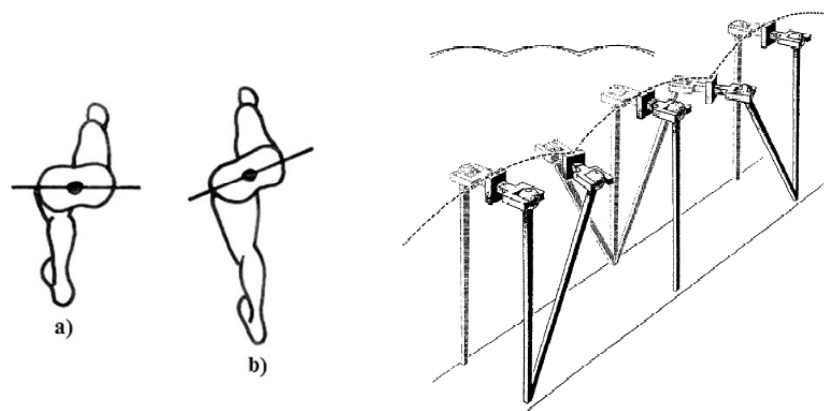
**Figura 17** - Ilustração gráfica do conjunto dos seis determinantes da marcha (adaptado de [22]).

Segundo esta teoria, a marcha é caracterizada pela existência de um conjunto de mecanismos que são considerados determinantes no padrão de marcha. Estes mecanismos são a rotação pélvica, inclinação e flexão do joelho na fase de apoio minimizam a absorção do choque e suavizam os pontos de inflexão do centro de gravidade e força de reação ao solo vertical consequente [13, 14, 18].



## 1. Rotação pélvica

Num nível de marcha normal, a cintura pélvica roda alternadamente para a direita e para a esquerda relativamente à linha de progressão, e a rotação angular que ocorre durante a flexão e a extensão é igual (Figura 18). Como tal, a magnitude total desta rotação é de aproximadamente  $8^\circ$ , com  $4^\circ$  na fase de apoio e  $4^\circ$  na fase de balanço [13, 18]. Esta teoria pressupõe que a rotação angular da anca seja reduzida, provocando, como consequência, uma redução na variação do centro de gravidade. Desta forma, a perda de energia potencial é mais gradual e verifica-se uma redução de energia necessária, conservando-se a oscilação interna do membro [18].

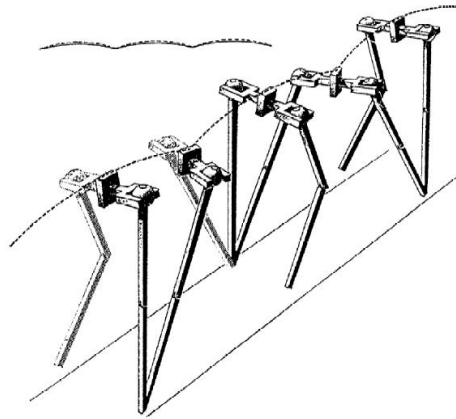


**Figura 18** - Ilustração gráfica do primeiro determinante da marcha. a) sem rotação pélvica, b) e c) com rotação pélvica (adaptado de [21], [22]).

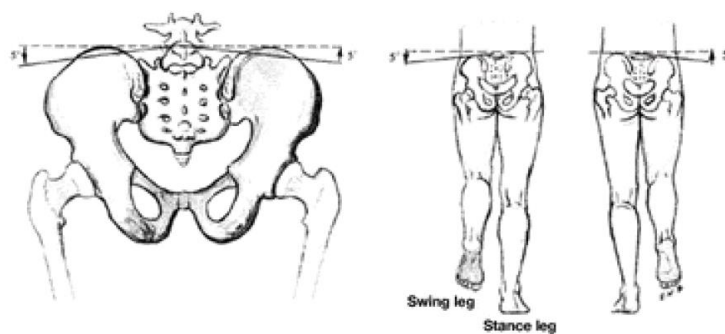
Uma vez que a cintura pélvica é uma estrutura rígida, o movimento ocorre alternadamente em cada quadril a qual passa de uma rotação interna para externa durante a fase de apoio.

## 2. Inclinação pélvica

Ao longo da marcha, o centro de gravidade desloca-se lateralmente sobre o membro que se encontra em carga (que suporta o peso do corpo), duas vezes durante o seu ciclo (Figura 19). Este deslocamento é produzido pela inclinação pélvica do lado oposto ao membro em apoio, reduzindo os movimentos verticais do tronco aquando da flexão e extensão dos quadris (Figura 20). Para tal, o membro, em fase de balanço, deve fletir ligeiramente o joelho para que a trajetória do centro de gravidade diminua, a trajetória pélvica suavize e a energia seja conservada, devido a um encurtamento efetivo do pêndulo. No final da fase de duplo apoio, a inclinação pélvica do lado do membro em fase de balanço ocorre de forma abrupta [22].



**Figura 19** - Ilustração gráfica do segundo determinante da marcha, a inclinação pélvica (adaptado de [18]).

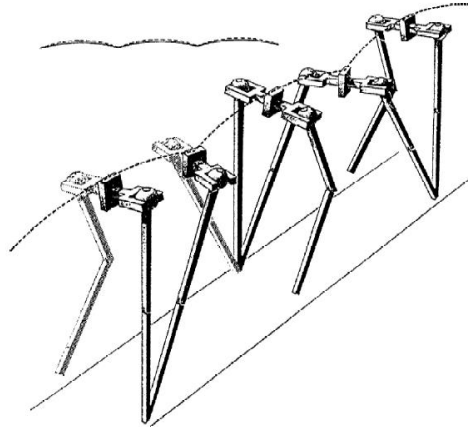


**Figura 20** - Movimento de inclinação (eixo horizontal, plano transversal) pélvica (adaptado de [20]).

### 3. Flexão do joelho na fase de apoio

A passagem do peso do corpo sobre a extremidade, enquanto o joelho está em flexão constitui uma característica da marcha (Figura 21). O membro em carga inicia a fase de apoio através do ataque ao solo com o joelho em extensão completa, de seguida o joelho começa a fletir e continua até o pé estar apoiado no solo, fletindo até atingir, em média, um ângulo de flexão de 15°. Imediatamente antes do período de carga completa, o joelho, passa uma vez mais para extensão, o que é imediatamente seguido por flexão terminal. Este período de fase de apoio ocupa cerca de 40% do ciclo de marcha e é referido como o período de duplo bloqueio do joelho, uma vez que este é primariamente bloqueado em extensão, desbloqueado em flexão e novamente bloqueado em extensão, seguido de uma flexão final [18].

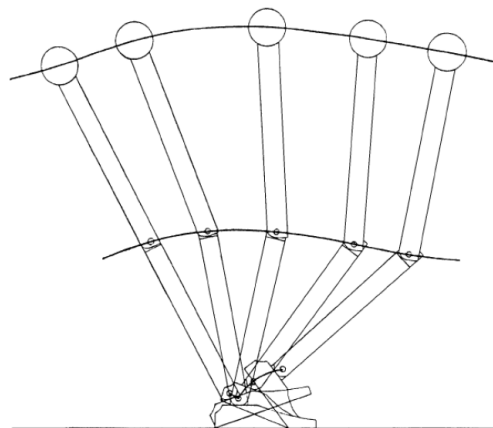
Estes três determinantes, rotação e inclinação pélvica e flexão do joelho agem no sentido de baixar o arco de translação do centro de gravidade. A rotação pélvica eleva as extremidades do arco, enquanto a inclinação pélvica e flexão do joelho deprimem o seu pico máximo [13, 18].



**Figura 21** - Ilustração gráfica do terceiro determinante da marcha. flexão do joelho em apoio (adaptado de [22]).

#### 4. e 5. Interação do pé e joelho

Neste determinante, com o objetivo de minimizar o deslocamento do centro de gravidade, existe uma relação entre os deslocamentos angulares do pé e do joelho, podendo mesmo ser estabelecidos dois arcos de rotação que se intersejam durante a fase de apoio (Figura 22). O primeiro ocorre no contacto do calcanhar com o solo e é descrito pela rotação do tornozelo em volta do raio formado pelo calcanhar (dorsiflexão). Já o segundo arco é formado pela rotação do pé, sobre o centro estabelecido no antepé (parte da frente do pé) em associação com a propulsão (elevação do calcanhar) [18].

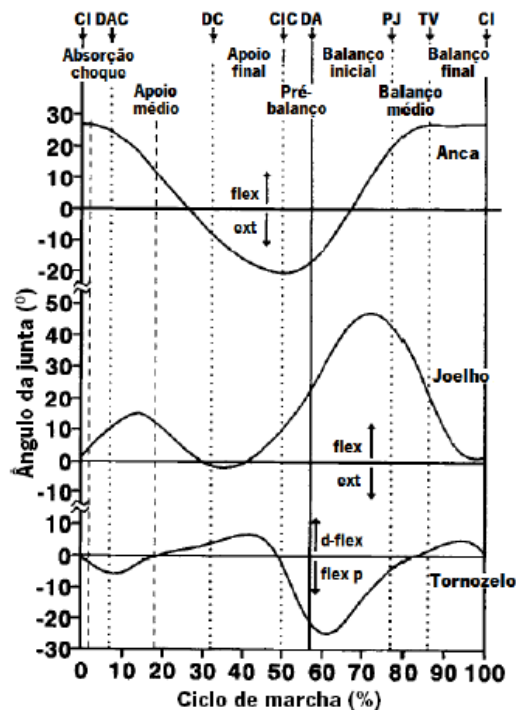


**Figura 22** - Ilustração gráfica do quarto e quinto determinantes da marcha, interação pé e joelho (adaptado de [22]).

A flexão plantar rápida, associada ao início da flexão do joelho, mantém o centro de gravidade na sua progressão ao mesmo nível durante algum tempo, baixando e revertendo suavemente a curvatura no início do seu arco de translação. Deste modo, pretende-se que ocorra a diminuição das inflexões abruptas nos pontos de interceção dos arcos do centro

de gravidade, reduzindo o custo energético e suavizando o percurso do centro de gravidade [13, 18].

Tal como visto anteriormente, o joelho humano é uma das articulações que apresenta um papel crucial na gestão do movimento de flexão e extensão ao longo da marcha humana. Como ilustrado na Figura 23, o joelho, ao longo do ciclo da marcha, apresenta dois picos de flexão e dois picos de extensão [24].



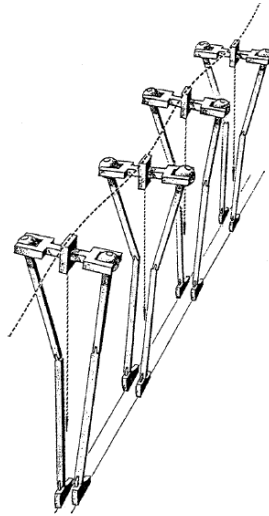
**Figura 23** - Ângulos da anca, joelho e tornozelo no plano sagital durante um ciclo de marcha normal. CI, contato inicial; DAC, descolagem do antepé contralateral; DC, Descolagem do calcanhar; CIC, contato inicial contralateral; DA, descolagem do antepé; PJ, pé juntos; TV, tibia vertical (adaptado de [24]).

No tornozelo, os movimentos de dorsiflexão e plantiflexão ocorrem no contacto inicial do pé com o solo, passando posteriormente para uma posição neutra do pé quando este fica totalmente apoiado no solo, como verificado na Figura 23 [24].

## 6. Deslocamento lateral pélvico

O último determinante está relacionado com o deslocamento lateral pélvico ou a adução relativa da mesma (Figura 24). Se as extremidades fossem paralelas, a quantidade de deslocamento seria igual a metade do intervalo do eixo que passa pelas articulações coxofemorais, que é aproximadamente igual a 4 a 5 cm. O deslocamento lateral excessivo é corrigido pela existência do ângulo tibiofemoral (ângulo Q) e da adução relativa da anca, que reduzem o deslocamento para 1,75 cm, de maneira a aproximar o deslocamento

vertical. Neste sentido, o desvio do centro de gravidade é na maioria das vezes simétrico nos planos horizontal e vertical, resultando numa marcha suave e natural [18].



**Figura 24** - Ilustração gráfica do sexto determinante da marcha, o deslocamento lateral pélvico [adaptado de [22]].

Os fatores que permitem o armazenamento de energia e a sua recuperação envolvem o tempo necessário para contração muscular no deslocamento dos segmentos móveis. À medida que o centro de gravidade se desloca ao longo da sua trajetória sinusoidal de baixa amplitude, a energia é despendida durante a elevação, e apenas uma parte da porção desta energia é recuperada na sua descida. O resultado é um dispêndio energético contínuo [13, 18, 25].

### 3.2 Aquisição e análise de dados

Dado o carácter experimental da Física, a análise de processo é mais fácil devido aos recursos a interfaces computacionais. Deste modo, para além do maior domínio sobre a experiência, gera-se uma resposta em tempo real que permite análises rápidas da experiência.

As simulações computacionais de diversas atividades humanas têm sido tema de diversos estudos, variando na sua forma de abordar a modelação, no alvo de foco e na aplicação pretendida. De um modo geral, a mecânica computacional na biomecânica simula e modela o comportamento de componentes, sistemas inertes (próteses, stents, articulações artificiais), materiais e sistemas biológicos, como ossos, artérias e pele [26].

- **Técnicas de medição da marcha humana**

A análise da passada humana implica a quantificação de diversas variáveis que permitem analisar e compreender os mecanismos inerentes aos diferentes padrões de marcha que podem ser mais ou menos eficientes [26]. Neste sentido, têm sido desenvolvidas ferramentas para medir os parâmetros cinemáticos e cinéticos envolvidos na passada humana. Estas ferramentas permitem fazer a deteção, armazenamento, processamento, análise e apresentação de dados diversificados [27].

Associadas ao estudo biomecânico do movimento estão a modelação e simulação computacionais, que têm sido foco de atenção principalmente devido à crescente crença de que esta abordagem pode fornecer explicações mais quantitativas de como interagem os sistemas neuromuscular e músculo-esquelético, do qual resulta o movimento [9]. Os recursos computacionais disponíveis atualmente, permitem criar modelos biomecânicos de todo o corpo humano (modelos com vários graus de liberdade), atuados por músculos, resultando em simulações realistas do movimento [9]. No entanto, a construção destes modelos biomecânicos é ainda um desafio, uma vez que estes são baseados na utilização de componentes mecânicos que simulam de forma aproximada os segmentos e juntas biológicos, havendo grande margem para o refinamento dessas aproximações. O aparecimento do CAD (*computer-aided design*) permitiu a construção, teste e análise de estruturas e dispositivos simulados antes mesmo da sua produção. Uma das áreas que pode beneficiar da implementação desta tecnologia é a modelação anatómica/biomecânica [8].

Nos últimos anos surgiram soluções que permitem fazer a aquisição de dados cinemáticos, ou seja, técnicas de captura de movimento que envolvem o reconhecimento, seguimento e análise de movimentos corporais. As técnicas podem ser classificadas como [27]:

### **1. Sistemas de seguimento não-visíveis**

Baseiam-se na colocação de sensores (que podem ser mecânicos, acústicos, magnéticos, entre outros) em localizações anatómicas específicas para adquirir informação sobre o movimento. A utilização deste tipo de sensores possibilita a monitorização do movimento à distância e por períodos de tempo prolongados, no entanto,

cada sensor está confinado à modalidade, medições e circunstâncias específicas, ou seja, limita a área de aplicação a ambientes homogêneos.

## **2. Sistemas de seguimento com marcadores**

É a técnica mais comum em biomecânica para analisar cinematicamente a marcha. Usa sensores óticos (câmaras de vídeo) que seguem movimentos humanos que são captados através da colocação de marcadores em locais anatómicos específicos; estes marcadores são normalmente colocados na superfície cutânea. As grandes desvantagens desta técnica são, o campo de aplicação deste método ser limitado (porque consideram que os segmentos são rígidos e os marcadores colocados na pele experienciam movimentos não rígidos) e assumir, erradamente, que o movimento cutâneo durante movimentos quase estáticos e dinâmicos é igual.

Existem dois métodos para captar o movimento humano: ativo e passivo. O método ótico ativo usa LEDs (*Light Emitting Diodes*) como marcadores que emitem luz para as câmaras sob a forma de LASER (*Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation*); não é um método frequentemente utilizado porque necessitam de ambientes laboratoriais mais controlados. O método ótico passivo distingue-se do ativo pelo facto de usar marcadores com material refletor em pontos de referência para analisar o movimento e, ainda, pelo facto de as várias câmaras de vídeo capturarem a luz que incide e é refletida nos marcadores; posteriormente, a informação é enviada para um *software* que determina e disponibiliza parâmetros do movimento capturado, nomeadamente a posição, ângulos, velocidade e aceleração de cada marcador.

## **3. Sistemas de seguimento sem marcadores**

Para ultrapassar as desvantagens associadas ao uso de marcadores, surgiram estes sistemas que pretende reduzir o tempo de preparação do paciente e a deslocação dos marcadores relativamente às referências. Este método pretende explorar sensores externos, como por exemplo as câmaras de vídeo que seguem o movimento do corpo humano. No entanto, esta técnica requer um *software* muito complexo e elevadas velocidades de aquisição das câmaras e, tal como nos sistemas de seguimento com marcadores, também está limitado na aquisição de aspetos cinemáticos 3D. Para ultrapassar esta limitação, pode reduzir-se o número de graus de liberdade do problema ou aumentar o número de câmaras utilizadas.

O uso de marcadores tem algumas desvantagens associadas, nomeadamente, a identificação das referências ósseas não ser exata na maioria dos casos; os tecidos moles que cobrem os pontos de referência ósseos podem mover-se, o que leva à obtenção de dados com ruído e, ainda, o facto de o marcador, por si próprio, se poder deslocar devido à sua própria inércia.

### 3.2 Patologias associadas

A mobilidade funcional pode ser alterada em consequência da situação física ou clínica resultante de determinadas patologias, lesões ou cirurgia. Algumas das causas que têm como consequência a alteração da mobilidade corresponde a doenças crónicas, *déficit* neurosensorial, doenças neurológicas, problemas orto-traumatológicos, envelhecimento, doenças cardíacas e entre outros. Deste modo, existem diversas patologias e condições fisiológicas tanto a nível neurológico como muscular e ósseo, que afetam o joelho e podem levar a aplicação de ortóteses para o segmento corporal afetado [28].

Tendo em vista o ciclo de marcha e à anatomia humana, verifica-se que o músculo quadríceps é o principal responsável para se manter uma correta locomoção. Este músculo encontra-se na parte anterior da coxa que tem como principal função a extensão do joelho, assim como auxiliar na flexão do quadril. Problemas associados a este músculo podem induzir um movimento anormal de flexão/extensão do joelho, ou seja, induz padrões de marcha irregulares e inseguros [28, 29].

A utilização de ortótese para o membro inferior poderá estar relacionada com casos de fraqueza muscular do membro inferior, quer seja a nível muscular ou por tendinite, e doenças neurológicas periféricas ou de origem central. A fraqueza muscular derivada de doenças musculares poderá estar relacionada com distrofias musculares, como a *Duchenne* (distrofia muscular mais frequente a nível europeu), e miastenia grave [29].

Em relação às patologias a nível neurológico, podem englobar-se as seguintes:

- Acidente Vascular Cerebral (AVC): devido ao rompimento ou entupimento de um vaso sanguíneo no cérebro, comprometendo as funcionalidades neurológicas [30];



- Lesão do nervo Ciático Poplíteo Externo: resulta de uma hérnia, que comprime o nervo, dificultando ou impossibilitando o movimento de flexão dorsal do pé [30];
- Neuropatia Periférica (NP): distúrbio funcional do sistema nervoso periférico (SNP), levando a alterações funcionais sensitivas e motoras, resultando numa perda de coordenação muscular [30];
- Pé pendente: termo geral para designar a dificuldade em levantar a parte frontal do pé, ou seja, posicionar o pé na posição neutra, levando ao arrastamento dos dedos na marcha [31];
- Traumatismo Crânio-Encefálico (TCE): quando uma força externa causa ferimento traumático no cérebro, resultando numa perda de funcionalidade e capacidades neurológicas [30];
- Traumatismo Raquimedular (TR): lesão devido a forças externas na coluna vertebral [3].

Para além destas fraquezas musculares, as ortóteses podem vir a ser utilizadas em casos de lesões de desporto, para a correção de uma postura corporal anormal, como também na ocorrência de alguns traumas [28].

A fraqueza muscular é visível num paciente quando, durante a marcha, o pé ao tocar no chão com o calcanhar provoca a flexão do joelho em vez de o estender. Isto acontece uma vez que não existe força muscular suficiente para se opor à força de reação do pé em relação ao solo [28].

Uma outra doença que afeta o membro inferior, provocando uma marcha anormal e levando a uma possível utilização de ortótese é a poliomielite. A poliomielite (conhecida como pólio) é uma doença infeto-contagiosa de origem viral aguda, causada pelo poliovírus, e designada como “paralisia infantil” por ter uma maior incidência em crianças, nomeadamente as que apresentam menos de cinco anos de idade. Esta doença caracteriza-se por apresentar um quadro clínico de paralisia flácida (permanente ou transitória). Depois de infetado, o paciente apresenta um súbito *déficit* motor [33]. A transmissão ocorre frequentemente por contacto direto pessoa a pessoa. O poliovírus entra no paciente pela boca, fazendo-se a transmissão pelas vias fecal-oral ou oral-oral. Esta última é feita através de gotículas de muco da orofaringe que se produzem em atos como tossir, espirrar ou falar. O vírus pode também ser transmitido pela água,

permanecendo em águas de esgotos durante meses, por alimentos contaminados ou pelas moscas, que podem transmitir passivamente os vírus das fezes para os alimentos [34].

Apesar de todas estas formas de manifestação, o seu quadro mais comum é a paralisia que afeta em geral os membros inferiores, e esta, costuma surgir de forma súbita, vindo acompanhada de febre, assimetria, flacidez muscular, sensibilidade conservada e sequela após dois meses do início da enfermidade [34].

Durante o desenvolvimento deste projeto, houve necessidade de adaptar o objetivo de trabalho a um caso verídico de um paciente com poliomielite, que se revelou extremamente cativante em ser voluntário para testar este dispositivo. Este paciente apresenta dificuldade de locomoção devido à sua patologia, tendo apenas um dos membros inferiores afetado.

## CAPÍTULO 4 - ORTÓTESES DOS MEMBROS INFERIORES

Para que o desenvolvimento de um projeto seja superior aos concorrentes, uma análise sobre os dispositivos existentes no mercado deve ser efetuada. Desta forma, neste capítulo é apresentado um estudo sobre o estado da arte no âmbito das ortóteses para os membros inferiores, listando-se os dispositivos patenteados mais relevantes, com uma breve descrição das suas principais características. Além disso, ainda no presente capítulo é realizado um estudo sobre a diversidade de equipamentos usados, como o material utilizado, para garantir uma melhor locomoção e estabilização do membro inferior. Um estudo sobre a análise de mercado, a nível nacional, é efetuado, como também uma breve descrição da legislação aplicada nos dispositivos médicos ortopédicos, de forma a cumprir todas as normas e diretivas impostas.

### 4.1 Ortótese para os membros inferiores

Segundo a *Internacional Organization for Standardization* (ISO), a “*ortótese é um dispositivo médico aplicado ao corpo humano com a finalidade de mudar os aspetos estruturais e funcionais do sistema neuro-músculo-esquelético de forma a obter uma certa vantagem mecânica e ortopédica*” [35]. O objetivo destes dispositivos é de restaurar ou melhorar a funcionalidade, restringir ou reforçar o movimento ou suporte de um segmento do corpo e quando não é possível manter e proporcionar segurança. Uma ortótese de membro inferior é um dispositivo aplicado a um segmento inferior do corpo para melhorar a função, proporcionar apoio através da estabilização da marcha, reduzindo a dor através da transferência de carga para outra área, corrigir deformidades flexíveis e prevenir a progressão de deformidades fixas [28]. Estas ortóteses são classificadas da seguinte forma: os sapatos adaptados, ortóteses FO (*Foot Orthosis*), ortóteses do joelho, ortóteses AFO (*Ankle Foot Orthosis*), ortóteses KAFO (*Knee Ankle Foot Orthosis*), ortóteses THKAFO (*Trunk Hip Knee Ankle Foot Orthosis*) [4, 28, 36].

As ortóteses foram desenvolvidas há milhares de anos, que permitiu um aperfeiçoamento na ligação entre a área da medicina e a tecnologia. Inicialmente este tipo de dispositivos era fabricado de forma artesanal e sem princípios técnicos bem definidos. No entanto, atualmente têm-se vindo a realizar pesquisas em diversas áreas, como robótica e biomecânica, de forma a desenvolver e conceber soluções de acordo com as necessidades de cada paciente. Estes dispositivos desempenham um papel crucial na reabilitação de pacientes das diversas faixas etárias [4, 28, 37].

Para determinar a ortótese adequada para um paciente, é necessário considerar vários fatores, incluindo o diagnóstico de incapacidade, amplitude de movimento, força muscular, congestão, a destreza, complacência, sensibilidade, existência de edema, padrão de marcha e dor. Contudo, existem algumas contraindicações, na qual as ortóteses não devem ser utilizadas, nomeadamente quando se verifica uma infeção cutânea; um elevado peso da ortótese, onde afetará a força muscular; uma limitação de movimento numa outra articulação, a falta de motivação ou outros problemas psicológicos; em pacientes muito jovens ou em idosos; a interferência da ortótese com roupas; e a limitação do estilo de vida. Deste modo, as ortóteses devem seguir alguns princípios, devendo ser usada, apenas, para o tratamento específico de um distúrbio selecionado [28, 38]. A maioria das ortóteses possui um sistema com as condições ideais, que assegura o posicionamento adequado do membro inferior dentro da ortótese, certificando-se uma estabilização estática e dinâmica [36, 38].

Atualmente, existem diferentes mecanismos de atuação para as ortóteses no mercado, nomeadamente, hidráulico, mecânico, elétrico, ou uma combinação de dois destes princípios. No mercado atual, são diversos os mecanismos de bloqueio que se adaptam a diferentes ortóteses KAFO e SCKAFO, que podem ser desativados quando existe a necessidade de fletir a articulação do joelho. Um destes mecanismos designa-se por “trancador tipo suíço”, que constitui um gatilho que é acionado quando é pretendido fletir o joelho, por exemplo para se sentar. Os outros mecanismos são designados por “trancador em anel”, engrenagens que bloqueiam em diferentes ângulos, mecanismo de atrito, combinação de sensores e diferentes atuadores que possibilitam o bloqueio em várias amplitudes [28, 39].

Apesar dos avanços da tecnologia, verifica-se a presença de algumas limitações nas ortóteses existentes no mercado atual, como a nível de funcionamento e conceção. Destas limitações é destacado o peso elevado que leva a um aumento do momento interno do

joelho, a dimensão volumosa, custo elevado, o bloqueio da articulação em amplitudes limitadas, não permitir o desbloqueio automático, *design* pouco atrativo, e a necessidade de transportar baterias (no caso de ortóteses com atuadores elétricos e sensores).

#### 4.1.1 Levantamento de patentes

Ao nível da evolução histórica de ortóteses que permitem alinhar, prevenir, corrigir deformidades ou recuperar a função de um segmento corporal dos membros inferiores (neste caso o joelho), existem várias patentes de diferentes dispositivos. De facto, após uma análise de publicações mais recentes, denota-se uma evolução ao longo do tempo, desde dispositivos simples aos mais complexos, dos hidráulicos, mecânicos aos eletrónicos. Efetivamente, estes evoluíram com o progresso tecnológico, económico e social para a satisfazer as necessidades dos pacientes [28, 36].

De forma a perceber com clareza este desenvolvimento, segue-se um breve resumo de patentes recentes de dispositivos que recaem sobre dispositivos que praticam movimentos de extensão e/ou flexão do joelho. A figura ilustrativa de cada patente está presente na Tabela 2.

*Electromechanical joint control device with wrap spring clutch* [40], publicado a 28 de dezembro de 2004 e com número de publicação US6834752 B2, por *Steven E. Irby e Kenton R. Kaufman*, refere-se a uma ortótese do tipo KAFO, que utiliza uma embraiagem de mola, controlada por um mecanismo eletrónico para o bloqueio do joelho. A embraiagem possui uma caixa de ligação, um veio de entrada, uma mola helicoidal cilíndrica, e um grampo elástico circunferencial que fixa a mola à caixa de ligação. Para o funcionamento da embraiagem, recorre-se a um solenoide, que é controlado por um sistema eletrónico. O sistema de controlo recebe energia elétrica dos sensores colocados debaixo do pé, e esta energia é proporcionada pelo sistema de controlo digital que fornece sinais de saída a um circuito de condução eletromecânica. Desde modo, o solenoide é ativado, a embraiagem é libertada e a articulação do joelho flexiona. Quando o ângulo da articulação do joelho muda de positivo (flexão do joelho) para negativo (extensão do joelho), o solenoide é desativado e dá-se a extensão do joelho.

A *Articulating joint* [41], de *Terris Yakimovich, Edward Lemaire, Jonathan Kofmam*, com o número de publicação US 7410472 B2, publicada a 12 de agosto de 2008, tem como

princípio o desenvolvimento de uma junta de articulação que pode ser incorporada em ortóteses SCKAFO. O dispositivo permite o movimento livre de flexão e extensão do joelho durante a marcha. Para tal, o dispositivo é constituído por duas secções (superior e inferior), conectadas por um componente flexível, uma correia dentada, de elevada resistência e atrito. Como atuador, é usado um solenoide eletromagnético linear de impulso, que quando é acionado, impulsiona o pistão do solenoide, impedindo que o elemento de aperto prenda o componente flexível. Utiliza uma mola de compressão para o recuo do pistão. A ativação do solenoide ocorre pelo envio de um sinal de desbloqueio de um sistema eletrónico, composto por sensores de pressão e uma bateria. Com a ativação do solenoide, a ortótese bloqueia na posição de extensão. O solenoide é ativado quando o membro inferior está em fase de balanço, atingindo uma condição de flexão. O solenoide é desativado quando ocorre a extensão da junta, em que o membro suporta o peso, e se encontra em posição.

Inventado por *Terris Yakimovich, Edward Lemaire, Jonathan Kofman, Louis Goudreau*, a *Hydraulic articulating joint* [42], publicada a 5 de fevereiro de 2009 e com o número WO 2009/015473 A1, refere-se a uma solução para uma junta de articulação hidráulica, que pode ser usada em ortóteses do joelho ou em SCKAFO. A junta de articulação compreende um invólucro fechado, ao nível do joelho, com uma parede que separa duas câmaras com fluido, e uma válvula de controlo direcional, permitindo a ligação entre as duas câmaras. Quando a válvula se encontra aberta há escoamento dos fluidos entre as câmaras, e em resposta a esta condição a junta de articulação encontra-se em flexão. Quando se atinge a velocidade máxima angular do joelho, a válvula fecha. Para que ocorram estes movimentos existe, dentro do dispositivo, a zona de orifício da válvula, que consiste num parafuso da válvula, a válvula e uma mola de compressão. A flexão da junta ocorre de válvula aberta, criando uma força de arrasto com sentido contrário ao sentido da força da mola na válvula, obrigando a válvula a fechar. A extensão da junta ocorre com válvula fechada criando uma força de arrasto que complementa a força da mola na válvula, forçando a válvula a abrir.

Publicado a 27 de março de 2012, o *Electro-rheological fluid brake and actuator devices and orthotic devices using the same* [43], com o número de publicação US8142370 B2, e inventado por *Brian Weinberg, Jason Nikitzuk, Constantinos Mavroidis*, refere-se a um dispositivo ortopédico portátil controlado por um dispositivo motriz que combina o efeito de controlo de fluidos eletro-reológicos (ERF) com atuadores lineares. Trata-se de

um dispositivo que proporciona resistência controlada a uma força ou binário, ou que, atua para gerar uma força ou um binário, em qualquer sentido de rotação. O dispositivo possui um conjunto de engrenagens, que está ligado ao veio do dispositivo motriz responsável pelo acoplamento da força de entrada ou saída ou o binário, e permitem a rotação numa direção, enquanto bloqueia a rotação na direção oposta. O sistema compreende um invólucro fechado, um veio de entrada/saída montado rotativamente. Associados a estes elementos estão os elétrodos rotativos, e um elétrodo de terra fixo na caixa, disposto de forma concêntrica com os restantes elétrodos. Através de um sistema de sensores é possível medir o ângulo, a velocidade, a aceleração da junta e o binário no veio, de modo a proporcionar um controlo em malha fechada.

Inventado por *Jonathon S. Schofield*, publicado a 19 de setembro de 2013, com o número de publicação US 20130245524 A1, a *Knee Ankle Foot Orthosis* [44], refere-se ao desenvolvimento de uma ortótese do tipo KAFO, que gera mecanicamente um momento de extensão e flexão do joelho no ato de sentar a levantar (STS – *sit-to-stand*). Este dispositivo compreende uma cinta femoral e tibial conectada com um pivot para formar a junta do joelho e um gerador de momento de extensão do joelho. Para proporcionar o gerador de momento de extensão do joelho, é incorporado uma roldana concêntrica à articulação do joelho e um cabo que se prolonga sobre a roldana. Uma mola de compressão de gás, utiliza a pressão do gás para criar uma força linear, gerando o momento de extensão do joelho e a flexão plantar do tornozelo. A atuação do dispositivo pode ser realizada remotamente, e o sistema será capaz de suportar o utilizador estaticamente, devido à natureza de bloqueio automático da mola.

Inventado por *Young Ho Kim, Sung Jae Hwang, Jong Sang Son, Jung Yoon KIM, Sun Woo Park, Je Seong Ryu, Min Hyeon Lee*, a *active robotic gait-training system and method* [45], com o número de publicação US 2014/0094345 A1 e publicada a 3 de abril de 2014, refere-se a um sistema de marcha robótico. Esta invenção compreende as unidades de suporte femoral, o suporte da junta do quadril e o suporte localizado na perna inferior, que contactam entre si, para que ocorra movimento entre elas. Existe, também, um suporte de fixação para o dedo do pé, que conecta com o suporte da perna, e fixa a correia que liga à ponta do dedo, e um sensor de inclinação. Devido à presença do sensor de inclinação gera-se um sinal de controlo FES (estimulação elétrica funcional) responsável pela dorsiflexão ou flexão plantar do tornozelo. A partir deste sinal, que depende do sensor de

inclinação, geram-se sinais de controlo do ângulo para os atuadores existentes na junta do quadril e do joelho, fazendo com que as unidades de suporte rodem entre elas.

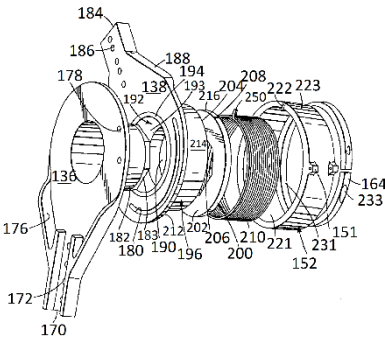
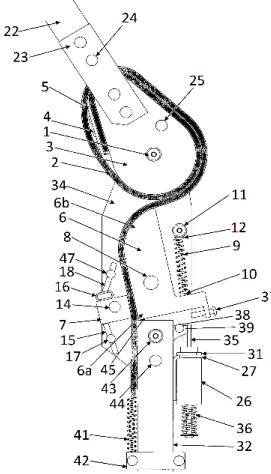
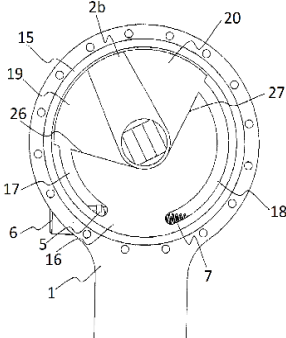
*Friction-bases orthotic impedance modulation device* [46], publicada a 18 de setembro de 2014 e com o número US 2014/0276304 A1, de *Aaron Dollar e Shamaci Ghahfarokhi*, refere-se ao desenvolvimento de um dispositivo de modulação de impedância para aplicar em ortóteses. O dispositivo é constituído por uma mola de impedância de alta rigidez, uma mola de retorno de baixa rigidez, um veio com um conector de saída, e um mecanismo de engate. O sistema compreende, ainda, uma engrenagem, que é impulsionada através de um atuador, sendo responsável por empurrar uma alavanca que está em contacto com um veio. O engate da mola de alta rigidez ocorre quando a alavanca de atrito está engatada no veio, em que a flexão do joelho comprime as molas de alta e baixa rigidez. O contrário acontece com o desengate da mola de alta rigidez, onde só comprime a mola de baixa rigidez. O dispositivo contém um controlador que deteta se o pé está ou não em contacto com o solo, verificando-se alta rigidez no modulador quando o pé contacta com o solo, e baixa rigidez no modulador quando o pé não contacta com o solo.

Publicado a 10 de março de 2016, com o número de publicação WO 2016034755 A1, inventado por *LLAGUNES Josep Maria FONT, COSTA Daniel CLOS*, o *Drive device for active orthosis* [47] refere-se a um dispositivo para aplicação em ortóteses SCKAFO, que compreende uma junta de joelho, um motor elétrico e uma transmissão mecânica, para movimentar a junta. Este mecanismo proporciona um bom desempenho de transmissão, um design compacto e leve, um jogo angular reduzido e a possibilidade de ação e bloqueio. Possui suportes distais e proximais para ligação à ortótese e interligam-se um com o outro por uma dobradiça, e um eixo de rotação. O motor elétrico está posicionado no suporte proximal e quando acionado faz rodar o suporte distal em relação ao suporte proximal, em torno do eixo de rotação, permitindo o movimento. A patente reivindica, também, um veio de rotação alocado no suporte proximal, e que se encontra operacional para ser rodado pelo referido motor elétrico, e um cursor que se move ao longo de uma guia linear paralela ao referido veio.

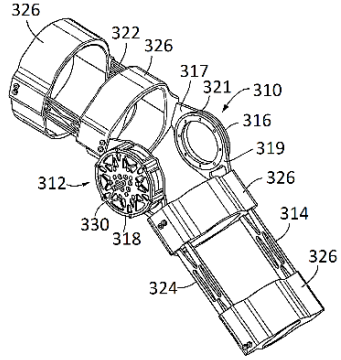
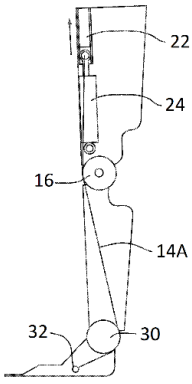
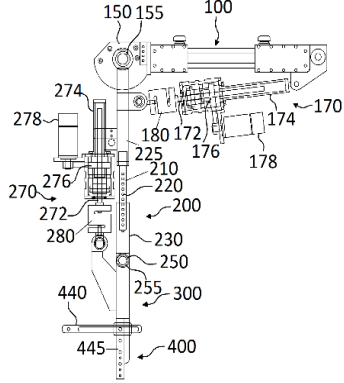
Na Tabela 2 são listados todos os dispositivos patenteados analisados, com a respetiva designação, figura ilustrativa do mesmo e, ainda, uma pequena descrição, que engloba as suas vantagens e desvantagens, sempre que possível.



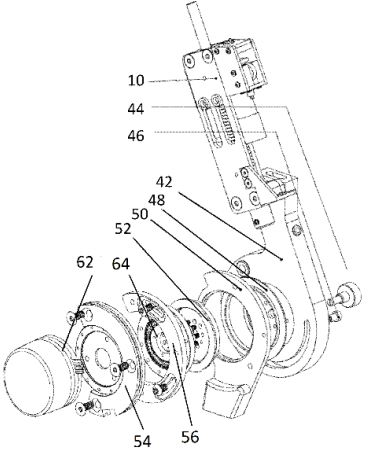
**Tabela 2** - Resumo do levantamento de patentes de ortóteses para os membros inferiores.

		<i>Electromechanical joint control device with wrap spring clutch</i>	<i>Articulating joint</i>	<i>Hydraulic articulating joint</i>
<b>Patentes</b>				
<b>Mecanismo</b>		Eletromecânico	Eletromagnético	Hidráulico
<b>Sistema de Atuação</b>		Embraiagem de mola, controlada por um mecanismo eletrônico	Solenoide eletromagnético linear de impulso	Uma junta de articulação hidráulica
<b>Componentes</b>	1º sistema	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Embraiagem de mola;</li> <li>- Estrutura de entrada (136);</li> <li>- Estrutura de saída (138);</li> <li>- Colar de controlo (152);</li> <li>- Veio de entrada (182);</li> <li>- Chumaceira/rolamento (192);</li> <li>- Hub de saída (196);</li> <li>- Hub de entrada (200);</li> <li>- Mola helicoidal cilíndrica (210);</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Cinta Vectran (2);</li> <li>- Placa de disco (3);</li> <li>- Correia dentada;</li> <li>- Elemento de aperto (6 e 7);</li> <li>- Mola de retração (9);</li> <li>- Êmbolo de solenoide (35);</li> <li>- Placas laterais (34);</li> <li>- Mola de compressão (36);</li> <li>- Mola de recuo (41);</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Involucro (1);</li> <li>- Canal de flexão (17);</li> <li>- Canal de extensão (18);</li> <li>- Câmara de flexão (19);</li> <li>- Câmara de extensão (20);</li> <li>- Parede que separa as duas câmaras (26 e 27);</li> <li>- Válvula de controlo direcional.</li> </ul>
	Atuadores	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Processador;</li> <li>- Motor elétrico;</li> <li>- Controlo digital;</li> <li>- Bateria;</li> <li>- Solenoide (156).</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Solenoide (26);</li> <li>- Bateria.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- O limite de velocidade do fluido é controlado pelo mecanismo de ajuste.</li> </ul>
	2º Sistema	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Sensores;</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Sensores de pressão;</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Mola de compressão helicoidal.</li> </ul>
<b>Vantagens</b>		<ul style="list-style-type: none"> <li>- Dispositivo atraente;</li> <li>- Rotação bidirecional, várias posições de bloqueio, auto-engate e desengate simples;</li> <li>- O módulo de controlo eletrónico pode ser transportado numa bolsa;</li> <li>- A fonte de alimentação é uma bateria;</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Movimento livre de flexão e extensão do joelho;</li> <li>- Inibe a flexão excessiva do joelho e permite a extensão do joelho em todos os momentos;</li> <li>- Leve e fino;</li> <li>- Dispositivo atraente para aplicações compactas e leves;</li> <li>- Pequena bateria pode ser incluída no sistema;</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Junta articulada compacta e leve;</li> <li>- Rotação bidirecional livre, ou rotação de extensão livre com rotação de flexão amortecida;</li> <li>- Movimento bidirecional livre;</li> <li>- Tamanho e peso reduzido tornam a junta atraente para aplicações compactas e leves;</li> <li>- Inibe a flexão do joelho caso flexione de forma repentina;</li> </ul>
<b>Desvantagens</b>		<ul style="list-style-type: none"> <li>- O tempo para que a embraiagem tenha que ser ativada é reduzido.</li> </ul>		<ul style="list-style-type: none"> <li>- Vazamento do fluido: O fluido dentro da câmara de extensão pode ter uma tendência para passar para a câmara de flexão devido ao aumento da pressão durante a flexão.</li> </ul>

**Tabela 2** - Resumo do levantamento de patentes de ortóteses para os membros inferiores – continuação.

Patentes		<i>Electro-rheological fluid brake and actuator devices and orthotic devices using the same</i>	<i>Knee Ankle Foot Orthosis</i>	<i>Active robotic gait-training system and method</i>
				
Mecanismo		Eletro-reológico	Mecânico	Eletrônico
Sistema de Atuação		Dispositivo motriz, com o controlo de fluido eletro-reológicos (ERF)	Gerador de momento de extensão e flexão do joelho através de uma mola de compressão de gás	Sensor de inclinação gera um sinal de controlo FES responsável peça dorsiflexão ou flexão plantar do tornozelo
Componentes	1º sistema	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Atuador (312);</li> <li>- Caixa de velocidades (318);</li> <li>- Veio de entrada/saída (330);</li> <li>- Suporte (314);</li> <li>- Anel de rotação (316);</li> <li>- Elemento rotativo (317 e 319);</li> <li>- Eléctrodo rotativo;</li> <li>- Eléctrodo terra fixo;</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Roldana concêntrica (16);</li> <li>- Roldana de tornozelo (30);</li> <li>- Mola de compressão de gás (24);</li> <li>- Bloco de guia (22);</li> <li>- Ancora do cabo (32);</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Suporte da anca (100);</li> <li>- Articulação da anca (150);</li> <li>- Atuador linear (170 e 270);</li> <li>- Pistão (172 e 272);</li> <li>- Cilindro (174 e 274);</li> <li>- Engrenagem (176 e 276);</li> <li>- Célula de carga (180 e 280);</li> <li>- Suporte femoral (200);</li> <li>- Extensão femoral (210);</li> <li>- Articulação do joelho (250);</li> <li>- Suporte da perna (300);</li> <li>- Suporte do tornozelo (400).</li> </ul>
	Atuadores	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Fluido eletro-reológico;</li> <li>- Atuadores lineares (polímeros eletro-ativos, eletroimanes, solenoides, piezoelétricos);</li> <li>- Bateria.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Pressão de gás;</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Servomotor (178 e 278);</li> </ul>
	2º Sistema	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Sistema de sensores.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Cabo que se prolonga sobre a roldana (14A);</li> <li>- Botão para acionar a mola e gerar tensão no cabo.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Sensores de inclinação;</li> </ul>
Vantagens		<ul style="list-style-type: none"> <li>- Dispositivo portátil, compacto e leve, com binário ajustável;</li> <li>- Controlo informático, em malha fechada;</li> <li>- Estrutura que pode fixada e poderá ser removível;</li> <li>- Proporciona uma comunicação remota;</li> <li>- Dispositivo operado sob bateria.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- O mesmo gerador de força, pode ser usado para o gerador de momento de extensão de joelho e de flexão plantar de tornozelo;</li> <li>- Dispositivo de atuação mais versátil;</li> <li>- O sistema de atuação pode ser removido e adicionado à maioria das KAFOs;</li> <li>- Auto-bloqueio da mola.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Este sistema permite a pratica de marcha mais ativa;</li> <li>- O ciclo de marcha pode ser ajustado e predeterminado, ao ritmo do utilizador, a partir da unidade de controlo;</li> <li>- O dispositivo reforça a força muscular, de modo a fazer o doente mover as articulações, sem o auxílio de terapeutas.</li> </ul>
Desvantagens			<ul style="list-style-type: none"> <li>- Se a mola de compressão falhar, a sua pressão alcança o equilíbrio, e não permite estender ou retrain.</li> </ul>	

**Tabela 2** - Resumo do levantamento de patentes de ortóteses para os membros inferiores – continuação.

		<i>Friction-bases orthotic impedance modulation device</i>	<i>Drive device for active orthosis</i>
<b>Patentes</b>			
<b>Mecanismo</b>		Mecatrónico	Mecatrónico
<b>Sistema de Atuação</b>		Dispositivo de modulação de impedância	Motor elétrico que quando acionado permite o movimento da junta do joelho.
<b>Componentes</b>	1º Sistema	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Módulo de rigidez variável (10): Mola de impedância de alta rigidez; Mola de retorno de baixa rigidez;</li> <li>- Veio com um conector de saída;</li> <li>- Mecanismo de engate;</li> <li>- Caixa de circuito (42);</li> <li>- Parafuso de limite de rotação (46);</li> <li>- Suporte (48);</li> <li>- Núcleo de rotação (52);</li> <li>- Roldana/polias (54);</li> <li>- Ancora de roldana (56);</li> <li>- Engrenagem de comando harmônico (64)</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Transmissão mecânica;</li> <li>- Veio de rotação;</li> <li>- Cursor;</li> <li>- Cursor que se move ao longo da guia linear.</li> </ul>
	Atuadores	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Potenciômetro (44);</li> <li>- Controlador.</li> </ul>	- Motor elétrico;
	2º Sistema	- Motor elétrico de corrente contínua (62).	
<b>Vantagens</b>		<ul style="list-style-type: none"> <li>- Alta resolução de engate angular e engate instantâneo;</li> <li>- Alta rigidez angular, grande amplitude de movimento;</li> <li>- Geração de pouco ruído, peso leve e baixo consumo de energia;</li> <li>- Pode ser utilizada como um dispositivo exoesquelético para reduzir as necessidades energéticas de locomoção para utilizadores saudáveis.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- <i>Design</i> compacto e leve;</li> <li>- Possibilidade de ação e bloqueio;</li> <li>- Bom desempenho de transmissão;</li> <li>- Jogo angular reduzido;</li> <li>- Consumo reduzido e proteção do sistema;</li> <li>- A haste é de um material ligeiramente elástico, proporcionando uma certa elasticidade ao mecanismo;</li> <li>- O ângulo depende da geometria do mecanismo e pode atingir ou exceder 90 graus.</li> </ul>
<b>Desvantagens</b>		<ul style="list-style-type: none"> <li>- Dispositivo eletrónico com necessidade de fonte de alimentação;</li> <li>- Se o utilizador poder manter a estabilidade, a mola de suporte pode. Caso contrário, a mola de suporte pode permanecer engatada.</li> </ul>	

#### 4.1.2 Levantamento de campo/Análise de mercado alvo

Como resultado da evolução da tecnologia nas últimas décadas, a qualidade das ortóteses tem vindo a aumentar. O uso de novos materiais versáteis e mais leves melhorou a funcionalidade, a estética e o conforto da ortótese sem comprometer a segurança do paciente. Contudo, ainda existem muitas limitações funcionais nas ortóteses disponíveis no mercado [48]. As mais comuns são as ortóteses para o período pós-operatório, fraturas e lesões ao nível dos ligamentos, em que a articulação do joelho é fixa num determinado ângulo ou completamente livre, permitindo significativas variações de amplitude de movimento. Em resposta à patologia do paciente surgiram as ortóteses do tipo KAFO (*Knee Ankle Foot Orthosis*), que permitem uma fixação durante a fase de apoio e uma flexão do joelho durante a fase de balanço. Contudo, muitas destas ortóteses não abrangem todo o tipo de pacientes, sendo oportuno e pertinente o desenvolvimento de um novo conceito de ortótese [48, 49].

As ortóteses KAFO convencionais oferecem geralmente uma atração estética relativamente baixa, visto que limitam a mobilidade do paciente e forçam o utilizador a caminhar de um modo pouco natural. A locomoção num pavimento irregular, em escadas, superfícies inclinadas e obstáculos é complicada pela incapacidade do paciente com a KAFO de fletir o joelho. Recentemente, surgiu no mercado um novo tipo de ortóteses KAFO, conhecidas por ortóteses do tipo SCKAFO (*Stance-Control Knee-Ankle-Foot Orthosis*) (Figura 25) [48]. As ortóteses SCKAFO são projetadas para permitir um movimento livre do joelho durante a fase de balanço e fixar o joelho durante a fase de apoio. As principais vantagens deste tipo de ortóteses são a melhoria da simetria e da cinemática da marcha, aumento da mobilidade, menos movimentos compensatórios e menor desgaste energético aquando à marcha [48].

Relativamente ao custo de cada ortótese do tipo KAFO, é necessário ter em conta três aspetos, como o tipo de material pretendido, o número e o tipo de articulação (se é a do joelho ou também do tornozelo e que tipo de mecanismo necessita).

Através de um estudo da empresa Padrão Ortopédico, obtiveram-se informações relativo aos custos das ortóteses. Nesta empresa uma ortótese com articulações apenas no joelho fica por, aproximadamente, 1000 € em plástico (termoplástico e plástico termoestável), 1200 € em metal e 1800 € em fibra de carbono.



**Figura 25** - Dispositivo ortopédico. (a) Ortótese KAFO. (b) Ortótese SCKAFO (adaptado de [50, 51]).

#### 4.1.3 Materiais utilizados

A seleção dos materiais da ortótese depende da finalidade clínica e das características do paciente, e deve ser cuidadosa para que haja tolerância dos tecidos à compressão e tensão de corte. Para tal, deve-se considerar, cuidadosamente, a resistência, a força, a durabilidade, a flexibilidade e o peso dos materiais [28, 52].

Uma ampla gama de matérias tem sido usada para fabricar as ortóteses, mas os mais utilizados são o plástico (termoplástico e plástico termoe estável), os metais (aço inoxidável, ligas de alumínio e titânio), o couro, a borracha, fibras de carbono, tecidos (algodão e tecidos sintéticos), os adesivos, ou qualquer combinação conforme a finalidade da ortótese [28, 38].

As ortóteses tradicionais utilizam metais para proporcionar resistência e durabilidade, embora sejam pesadas e não atraentes, elas são ajustáveis permitindo acompanhar o crescimento e outras necessidades de acordo com a evolução do paciente. As ligas de alumínio são mais leves que o aço, mas estão sujeitas a falhas de fadiga [52].

As ortóteses construídas de plástico são geralmente mais leves e mais fáceis de ajustar ao paciente, algumas podem ser moldadas diretamente ao corpo ou sobre uma réplica de gesso. Essa adaptação justa, permite uma distribuição mais ampla das forças corretivas [52].

Por outro lado, os modelos fabricados em fibra de carbono fornecem muita estabilidade e um peso reduzido, permitindo realizar pequenos ajustes, contudo, possuem um custo elevado. Este tipo de material é projetado especialmente para conferir

flexibilidade no antepé e no retropé, possibilitando ao paciente uma marcha fisiológica e dinâmica [29, 38, 52].

O *design* da ortótese deve ser simples, discreto, confortável e tão estético quanto possível. Durante a prescrição de uma ortótese é importante saber que os seus componentes funcionam de forma integrada e qualquer defeito de alinhamento, pode causar danos na função do segmento aplicado e como consequência danos ao esquema corporal devido a compensações. A ortótese deve ser adaptada de acordo com as medidas e estruturas anatômicas de cada indivíduo, proporcionando uma sensação agradável, sem ocorrência de dores, desconforto ou feridas [4, 36]. Na Figura 26 são apresentados dois tipos de ortóteses KAFO.



**Figura 26** - Ortóteses KAFO de material: (a) Termoplástico e metal. (b) Aço inoxidável, fibra de carbono e fecho de velcro (adaptado de [53], [54]).

## 4.2 Uso de ortóteses na doença de poliomielite

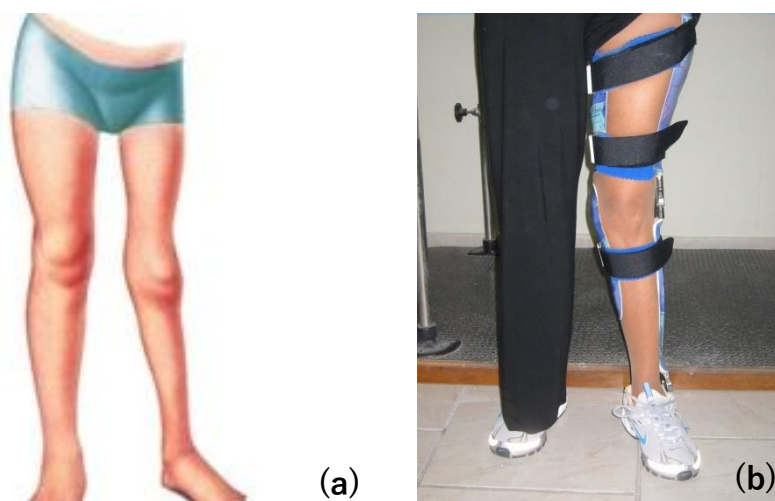
A utilização de ortóteses é muito frequente em pessoas que sofreram de poliomielite, proporcionando-lhes um melhor posicionamento. Os *déficits* biomecânicos mais frequentes são o bloqueio da articulação do tornozelo, pé caído por fraqueza dos músculos responsáveis pela dorsiflexão, hiperextensão, extensor de joelho, dismetria do membro inferior e desvios posturais [69].

O bloqueio da articulação do tornozelo com o tempo pode gerar dor nas estruturas posteriores do joelho e/ou articulação transversa durante a marcha. Uma opção para melhorar a marcha e atenuar a dor, dando estabilidade ao tornozelo e ao joelho, é a utilização de uma AFO ou KAFO.

No caso de dismetria, esta poderá ser compensada pela altura da sola ou pela utilização de uma palmilha no calçado. Contudo, a utilização de uma AFO pode controlar o *déficit* motor dos músculos do tornozelo e auxiliar a correção.

Para indivíduos com paralisia ou dor no membro inferior, a AFO pode restabelecer o equilíbrio, melhorando a capacidade de suportar o peso na perna afetada. Além de redistribuir o peso, este tipo de ortótese auxilia na fraqueza dos músculos do quadríceps e abdutores da coxa. Os desvios posturais durante a marcha podem ser minimizados com a utilização de ortóteses ou auxiliares de locomoção [69].

Em suma, o uso de ortóteses para este tipo de patologia acarreta inúmeras vantagens ao paciente, como: evitar quedas e fraturas, limitar movimentação articular indesejada, evitar dor, recuperar a capacidade de apoio no membro debilitado de forma a reduzir o trabalho do membro mais funcional, permitir um melhor alinhamento na posição ereta e assim diminuir o gasto energético e a fadiga [69]. Na Figura 27 é possível verificar um exemplo de uma parte do membro inferior afetado pela poliomielite e a respetiva correção.



**Figura 27** - Poliomielite. (a) Representação de um membro inferior afetado pela poliomielite. (b) Correção do membro afetado com o uso de uma ortótese KAFO (adaptado de [69])

Estes pacientes devem ser orientados para a utilização de uma ortótese de forma a proporcionar-lhes uma mudança de estilo de vida mais estável, com maior segurança, redução do consumo energético e com uma locomoção eficiente.

### 4.3 Legislação reguladora de dispositivos médicos ortopédicos

Antes de entrar no mercado, o produto tem de ser submetido a um rigoroso processo de regulação, tendo em conta a multiplicidade de normas e diretivas que os dispositivos devem cumprir e a existência de variadas agências que avaliam os produtos antes de estes serem comercializados [55]. A estratégia adotada deve ser planeada e o produto deve ser submetido a uma série de testes que vão depender do sistema de controlo que varia conforme a aplicação. Neste contexto, a incerteza associada ao desenvolvimento de novos produtos é elevada justificando a aplicação de metodologias eficientes [56].

Os Dispositivos Médicos são alvo de regulação na Europa desde o início da década de 1990, à qual Portugal tem acompanhado com a transposição das respetivas diretivas para a legislação nacional (atualmente o Decreto-Lei 145/2009 de 17 de junho que transpôs a diretiva 93/42/CEE) [55, 57]. Tal legislação veio estabelecer regras a que devem obedecer, o fabrico, a comercialização, a entrada em serviço, a vigilância e a publicidade dos dispositivos médicos e respetivos acessórios [57].

Assim, ao colocar um dispositivo médico no mercado, o fabricante deve demonstrar, através da utilização de procedimentos de avaliação adequados, que o dispositivo está em conformidade com os requisitos essenciais relevantes em matéria de segurança e desempenho [57].

De um ponto de vista clínico, o fabricante tem de demonstrar que o dispositivo alcança o desempenho pretendido em condições normais de utilização, e que os riscos conhecidos e previstos, são minimizados e aceitáveis quando comparados com o desempenho pretendido. Todas as indicações associadas ao dispositivo relativas ao seu desempenho e segurança são suportadas pela evidência adequada [58].

Deste modo, nesta secção será abordada a classificação do produto, o processo de patenteamento em Portugal e a colocação do produto no mercado.

#### 3.2.1 Classificação do produto

Entende-se como dispositivo médico, segundo a Diretiva 93/42/CEE, um instrumento, aparelho, aplicação, material ou artigo incluindo o *software* necessário à sua aplicação destinado a ser usado isoladamente ou combinado. O dispositivo médico pode ser utilizado em diversos sentidos, nomeadamente prevenir, diagnosticar, estudar, substituir ou alterar um processo fisiológico ou anatómico, controlar a conceção, e atenuar



uma doença, lesão ou deficiência [55]. Um produto para ser classificado como dispositivo médico tem obrigatoriamente de ter uma finalidade terapêutica e tem de estar em contato direta ou indiretamente com o doente [59].

O Sistema de Classificação de Dispositivos Médicos divide os dispositivos médicos de acordo com a sua vulnerabilidade e riscos decorrentes da sua conceção técnica, fabrico e modo de utilização. Segundo o Art.4º do Decreto-Lei nº 145/2009 de 17 de junho, relativo a Dispositivos Médicos, para o ordenamento jurídico interno a Diretiva 2007/47/CE estabelece que os dispositivos são integrados nas classes I, IIa, IIb e III, e estas têm por base critérios tais como a invasibilidade e a duração do contacto do dispositivo com o corpo humano [55, 57, 59]. Estas regras são atribuídas pelo fabricante tendo por base a classificação estabelecida pelo anexo IX da diretiva 93/42/CE. A classificação tem em conta o fim a que se destina o dispositivo, o risco inerente à sua conceção e ao seu fabrico, a anatomia afetada, a invasibilidade, a duração de utilização (temporário, curto e longo prazo) e a vulnerabilidade do corpo humano perante uma falha potencial ou mau funcionamento do produto [58].

Deste modo, a classificação de um produto define o caminho que este deve percorrer até chegar ao mercado, isto é, indica se o produto é autocertificável e se tem de ser aprovado por terceiros e passar por ensaios clínicos [56]. Tanto na Europa como nos EUA, a classificação dos dispositivos médicos requer a aplicação de um sistema gradual de controlo [55].

Deste modo, segundo o *Infarmed*, Autoridade Competente nacional para a área dos Dispositivos Médicos, o dispositivo em estudo é ser classificado como o dispositivo médico [59]. Entre os dispositivos médicos, tendo em consideração a fase do tratamento em que são utilizados, pode-se distinguir dispositivos preventivos, de diagnóstico, terapêuticos e de apoio [56].

O dispositivo médico em estudo, a ortótese, enquadra-se na classe I, uma vez que se trata de um dispositivo de baixo grau de vulnerabilidade para o corpo humano, assim como ao nível do risco.

### 3.2.2 Normalização

A Certificação, de acordo com a ISO 13485:2003, evidencia que uma organização possua capacidade para fornecer Dispositivos Médicos, com fundamentos práticos para

que os fabricantes atendam as diretivas de dispositivos médicos, regulamentações e responsabilidades, bem como demonstrar comprometimento com a segurança e a qualidade dos dispositivos médicos [67].

Suportados nas normas ISO 9000, foram desenvolvidos referenciais orientados para o fabrico de Dispositivos Médicos, que incluem requisitos específicos do sector [67]. Desta forma, a Certificação de acordo com o referencial ISO 13485:2003 tem por objetivo facilitar a aplicação de regulamentos e diretivas comunitárias [68].

A ISO 13485 é o melhor modelo internacionalmente aceite que uma empresa de dispositivos médicos pode implementar para ajuda-la a demonstrar a sua conformidade com as leis e as regulamentações da indústria média. A ISO 13485 é a norma de Sistema de Gestão da Qualidade aceite como base para a Marcação CE sob as diretivas europeias. Isto garante a consistência de projeto, desenvolvimento, produção, instalação e entrega de dispositivos médicos seguros na sua proposta [61].

Embora a certificação ISO 13485 não seja um requisito para a Marcação CE de dispositivos médicos sob as Diretivas Europeias, é reconhecida como uma norma complementar pela Comissão Europeia [68].

As vantagens da Certificação de Sistemas de Gestão da Qualidade orientados para o fornecimento de Dispositivos Médicos incluem a implementação sistemática, integrada e coerente de ferramentas e procedimentos orientados para as especificidades do fabrico de dispositivos médicos e serviços associados; dar cumprimento a requisitos regulamentares; evidenciar que os produtos são adequados para o fim a que se destinam; e potenciar o aumento da confiança dos consumidores e clientes [67].

## CAPÍTULO 5 - METODOLOGIA, CONCEÇÃO E DESENVOLVIMENTO DO PROJETO

No presente capítulo encontra-se uma abordagem para o problema proposto. Neste sentido, inicialmente este irá ser clarificado, passando-se ao estabelecimento dos principais objetivos do projeto e à formulação de uma estrutura de funções. Além disso, serão identificados os requisitos do projeto que permitem estabelecer as especificações técnicas, restringido um conjunto de soluções essenciais à conceção do dispositivo.

Posteriormente, é apresentando uma sistematização de todos os desenvolvimentos efetuados até ao presente pela aluna Manuela Marinho de Engenharia Biomédica da Universidade do Minho, e as soluções que foram ponderadas, estabelecendo-se a melhor solução para o desenvolvimento do dispositivo.

### 5.1 Abordagem

A resolução de problemas complexos requer o recurso a uma metodologia que engloba todos os procedimentos, técnicas, ajudas ou ferramentas que o projetista poderá usar e combinar entre si para a concretização de um projeto. Neste sentido, torna-se relevante o conceito de Metodologia de Projeto, que se trata de uma metodologia que pretende aplicar a técnica e procedimentos para estudar um problema, permitindo a planificação, delineação e preparação do caminho a seguir ao longo do projeto e que se centra na investigação, análise e resolução de problemas.

Existem diversos métodos que visam a introdução de procedimentos racionais aquando a realização do projeto. Efetivamente, estas técnicas podem ser globalmente agrupadas em duas classes, os métodos criativos e os métodos racionais. Os primeiros englobam os modelos utilizados para estimular o pensamento criativo, através de um fluxo de ideias que visa alargar o espectro de possíveis soluções. Um exemplo destes métodos é o *brainstorming* cuja finalidade é gerar o maior número de ideias possível acerca de um

determinado tema. Por sua vez, os métodos racionais possuem uma abordagem mais sistemática, com todos os aspetos do projeto, desde a clarificação do problema até ao projeto de detalhe [70].

Assim, a inicialização de um projeto passa pelo confronto da necessidade de obtenção de um novo produto, apresentada por parte de quem necessita. Contudo, frequentemente o projeto é iniciado a partir de um problema em que os requisitos, detalhes, variantes, objetivos e funções não são percebidos de forma clara e precisa, tornando-se o primeiro desafio a ser solucionado pelo projetista. Neste sentido, de modo a orientar e administrar o processo concetual é fundamental a execução de uma lista que estabeleça os objetivos e funções de uma forma simples e clara para que esta possa ser aprovada quer pelo projetista e membros da equipa de trabalho, quer pelo utilizador final [71].

## 5.2 Clarificação do problema

Com o aumento da esperança média de vida, do índice de obesidade da população, ou devido a diferentes traumas existe uma tendência crescente para patologias nos membros inferiores que contribuem para a redução da mobilidade do indivíduo, como como falências muscular no quadríceps femoral, acidente vascular cerebral, e entre outros. Uma alternativa para treinar a locomoção é o uso de ortóteses para os membros inferiores, para prestar assistência mecânica durante o caminhar do paciente, e o equilíbrio do mesmo aquando da sua posição vertical, em fase de repouso.

Neste sentido, pretende-se o estudo, conceção e otimização de uma ortótese do tipo KAFO para melhorar e estabilizar o membro inferior, mais especificamente a articulação do joelho do paciente durante a sua marcha, de forma equilibrada e na ação de se sentar. Para tal, vão ser considerados diversos aspetos, como a faixa etária dos indivíduos aos quais se destina o produto, o *design* e a ergonomia, os materiais utilizados, bem como que o preço final seja apelativo.

## 5.3 Estabelecimento de objetivos

Na abordagem do projetista por parte de um cliente ou diretor de uma empresa, que demonstra a necessidade de obtenção de um novo produto, é improvável que essa lhe seja apresentada de forma clara e concisa, devido à incerteza do que é pretendido.

Frequentemente, o projeto é iniciado a partir de um problema em que os requisitos não são claramente definidos, dado que o cliente apenas saberá o tipo de produto que pretende, não especificando os detalhes e as ideias. Desta forma, o projetista, tem que tentar, ao máximo, clarificá-los [71].

Neste sentido, por forma a orientar e administrar o processo conceptual é crucial que o projetista estabeleça e clarifique os seus objetivos, dispondo de ferramentas como o método da árvore de objetivos que permite expor e realçar de forma útil, clara e intuitiva os objetivos e os meios a atingir. Este método é esquematizado, em forma de diagrama, o modo como os diferentes objetivos se encontram relacionados entre si, assim como a hierarquia entre objetivos e sub-objetivos. O verdadeiro propósito deste método não passa por obter o resultado final, mas sim o processo ao longo do trabalho, que força o projetista a questionar os objetivos tornando-os mais explícitos e disponíveis para discussão [71].

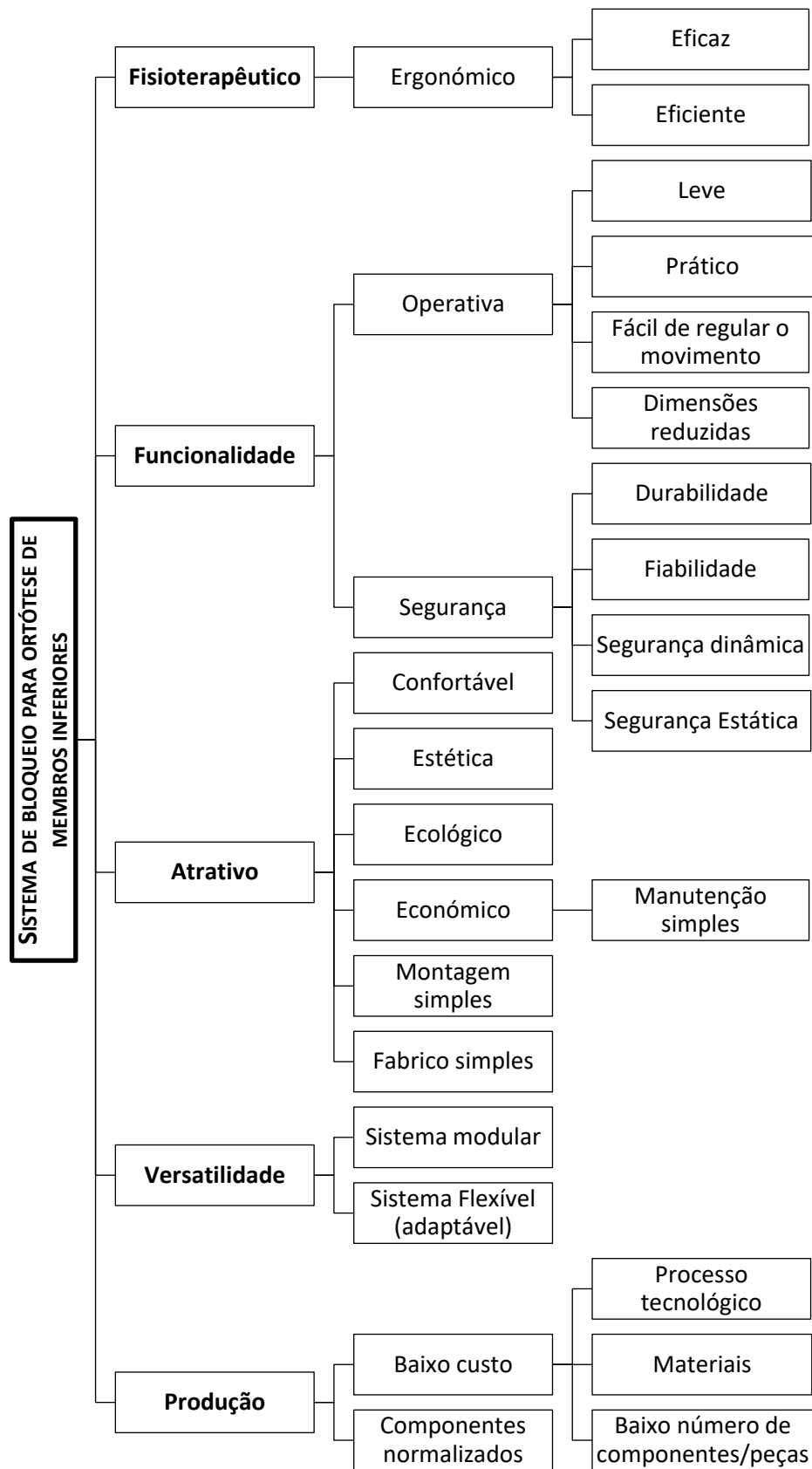
Deste modo, procedeu-se à realização do diagrama, que se encontra representado na Figura 28, que ajudou na clarificação dos objetivos a atingir para que o dispositivo a ser projetado fosse de encontro ao desejado.

De forma a facilitar a resolução do problema, é importante que se especifique cada objetivo considerado na árvore de objetivos. Se todos estes objetivos forem cumpridos, não só se obtém um dispositivo versátil como inovador.

Um atributo relevante na conceção de uma ortótese para os membros inferiores que auxilie ao longo da marcha é a questão fisioterapêutica, nomeadamente a ergonomia, devendo-se ter sempre a preocupação de adaptar o dispositivo ao utilizador. Assim, quanto mais adaptado e compatível for o sistema às necessidades, habilidades e limitações do utilizador, maiores serão os níveis de eficácia e qualidade da tarefa (tempo, esforço físico e cognitivo) e satisfação alcançada durante o uso do dispositivo.

O equipamento deve ter uma funcionalidade operativa, capaz de produzir o efeito pretendido, tal como segurança. O paciente deve-se sentir confortável e seguro, para que não tenha receio de utilizar a ortótese. Como tal, é necessário garantir que o dispositivo não cause nenhum risco ao paciente, com um reduzido número de falhas. O objetivo de garantir a segurança da utilização do dispositivo é comum a qualquer dispositivo, sendo ainda mais preocupante quando se trata de algo projetado para auxiliar pacientes com dificuldades motoras ao nível dos membros inferiores. Para que o dispositivo seja dinamicamente seguro é necessário que promova uma boa estabilidade e equilíbrio. Do mesmo modo, deve possuir uma boa flexibilidade e resistência a agentes mecânicos,

fatores influenciados, por exemplo, pelos materiais e componentes de que vai ser constituído.



**Figura 28** - Representação esquemática das relações entre objetivos e sub-objetivos.

as tarefas de trabalho devem seguir. Como tal, para clarificar e expandir os objetivos expostos é preciso saber responder às seguintes três questões: “Porquê?”, “Como?” e “Para quê?”. Para além disso, é possível perceber o nível do problema, definindo-se um “limite” concetual à volta das funções pré-estabelecidas. A estrutura de funções permite criar uma ligação entre o objetivo de mais baixo nível com o de mais alto nível, sendo que o primeiro será o meio interveniente para alcançar o objetivo de mais alto nível [71].

Inicialmente, deve-se definir uma função global e, posteriormente, essa função deve ser dividida em subfunções mais específicas. A função global deve ser interpretada como uma “caixa negra” que converte determinadas entradas em saídas. [71].

O diagrama de funções deste projeto encontra-se esquematizado na Figura 29. Define-se como o maior atributo deste dispositivo o bloqueio da articulação do joelho. Este dispositivo deverá bloquear em várias amplitudes, durante a fase de apoio, e bloquear na totalidade aquando da extensão do paciente, permitindo caminhar em diferentes pavimentos, e sentar-se numa cadeira. Entre a fase final de apoio e o início da fase de balanço, a ortótese desbloqueia e dá-se a flexão do joelho.

Esta função genérica pode ser analisada como um conjunto de várias subfunções. Pode-se observar que logo após a fase final de balanço, o calcanhar do utilizador entra em contacto com o solo. Deste modo, a bolsa hidráulica, colocada dentro do sapato na zona do tacão, é pressionada pelo calcanhar do utilizador, obrigando o fluido a sair da bolsa. Este fluido entra na tubagem, envia o sinal ao sistema de encravamento, e quando atinge o reservatório dá-se o bloqueio total da ortótese. Ainda nesta fase, quando o pé do membro inferior bom contacta o solo ocorre o desbloqueio da ortótese, e o fluido recua novamente para a bolsa hidráulica.

Quando a ortótese é desbloqueada, o paciente não exerce força sobre o sistema de atuação, e o mecanismo da ortótese oferece um movimento livre do membro do utilizador.

## **5.5 Identificação dos requisitos e das especificações técnicas**

Para iniciar um projeto, além do estabelecimento dos objetivos e descrição das funções, é necessário orientar todas as atenções para os vários pressupostos concecionais a cumprir na realização do mesmo, definindo-os dentro de certos limites. Os problemas concetuais são sempre estabelecidos dentro de certos limites, sendo possível de obter através do método da especificação de desempenho (requisitos do produto a

**Tabela 4** - Comparação entre as cinco soluções apresentadas (“+++” Muito bom, “++” Bom, “+” Suficiente, “-” Insuficiente, “--” Mau, “---” Muito mau).

<b>Critério/ Solução</b>	<b>Solução 1</b>	<b>Solução 2</b>	<b>Solução 3</b>	<b>Solução 4</b>	<b>Solução 5</b>	<b>Solução 6</b>	<b>Solução 7</b>
Eficiência da bolsa	---	-	---	+	+	++	+++
Simplicidade de fabrico	-	-	-	+	+	++	++
Fiabilidade	---	--	---	-	-	++	++
Ergonomia	-	+	+	-	-	+	++
Atratividade	-	+	+	+	+	++	+++
Durabilidade	---	--	---	-	-	++	++
Custo	++	+	++	+	+	++	++
Total +	2	3	4	4	4	13	16
Total -	12	6	10	3	3	0	0
Total	14	9	14	7	7	13	16

Após a análise de todas as soluções, verifica-se, através dos valores obtidos da Tabela 4, que a solução 7 é a que apresenta mais vantagens em comparação com as restantes. Esta a solução mais adequada para a maioria dos objetivos inicialmente propostos no projeto.

## 5.9 Sistema de atuação

Neste projeto, pretende-se desenvolver um novo sistema de atuação para uma ortótese do tipo KAFO, de forma a implementar um novo complemento terapêutico para certas lesões ao nível do membro inferior, nomeadamente no joelho, onde a sua estabilidade é corrompida.

- **Constituição e princípio de funcionamento do sistema de atuação**

A solução que apresenta as melhores condições para o projeto pretendido recai sobre o sistema de atuação constituído por uma bolsa de *neoprene*. Este sistema atuará em coerência com o sistema de bloqueio, situado ao nível da articulação do joelho, e todo este mecanismo envolvente na ortótese deverá funcionar para que a marcha do utilizador seja o mais natural possível.



serão pertinentes para diferenciar alguns cálculos que serão efetuados de forma pormenorizada no Capítulo 6.

Deste modo, as junções da ação do sistema de bloqueio com o sistema de atuação terão de garantir uma correta coordenação para permitir o bloqueio e desbloqueio da ortótese e consequentemente da articulação dos membros inferiores. Ocorrendo uma boa coordenação e um bloqueio e desbloqueio eficaz prevê-se que o paciente irá obter uma marcha mais suave e natural.



## **CAPÍTULO 6 - CARACTERIZAÇÃO E DIMENSIONAMENTO DO SISTEMA DE ATUAÇÃO HIDRÁULICO**

Neste capítulo serão apresentados todos os cálculos necessários ao bom funcionamento da ortótese, e o seu dimensionamento. Serão ainda especificados os materiais utilizados nos componentes, como algumas das suas propriedades mecânicas, físicas e químicas. Para um melhor dimensionamento e compreensão do que acontece ao longo das tubagens, é necessário um estudo pormenorizado, no qual é importante saber o tipo de fluido mais adequado para entrar em contacto com os materiais a serem utilizados, o tipo de viscosidade, qual o tipo de escoamento presente, as forças que atuam, e entre outros.

### **6.1 Caracterização dos componentes constituintes no dispositivo**

A caracterização do produto envolve não só a definição dos componentes que o constituem, mas também a pesquisa, análise e seleção do material de que são feitos esses componentes. A escolha dos materiais representa um fator de extrema importância aquando o desenvolvimento de um produto, pois afeta a sua durabilidade, segurança, o peso final que poderá ter o equipamento e o suporte do mesmo. Por vezes a seleção do material prende-se com a escolha de materiais usuais, de utilização vulgar, tendo em vista a redução dos custos de produção e a diminuição de problemas de processamento.

#### **6.1.1 Listagem do material dos diferentes elementos**

Na seleção do material a ser utilizado para a construção dos elementos da ortótese, muitos são os aspetos que devem ser tidos em conta, desde os fatores económicos do paciente até ao tipo de doença, o tipo de ortótese mais indicada, e fatores ecológicos. Dado que a ortótese é um produto que auxilia o homem e é adaptada a algumas partes do

reutilização e recuperação de grande parte do investimento inicial, beneficiando o ambiente por uma menor produção de resíduos e menor utilização das matérias-primas [76, 77]. A Tabela 8 mostra alguns valores das propriedades da liga de alumínio 7075.

**Tabela 8** - Propriedades da Liga de alumínio (7075) (adaptado de [76,77]).

PROPRIEDADES	VALOR
Massa específica (kg/m <sup>3</sup> )	2800
Condutividade térmica (W/m.K)	130
Ponto de fusão (°C)	477 - 635
Módulo de elasticidade (GPa)	70 - 80
Módulo de rigidez (GPa)	27,5
Resistência à tração (MPa)	230
Resistência ao corte (MPa)	150
Resistência à fadiga (MPa)	160

#### • Película de anti-fricção

O Politetrafluoretileno (PTFE), conhecido como teflon, é amplamente utilizado em todos os segmentos da indústria, dado o seu baixo custo, e é considerado um plástico de alto desempenho. Este material é utilizado para a construção da película anti-fricção, devido às suas características (Tabela 9). Este termoplástico oferece excelentes combinações de diversas propriedades, como boa resistência química, excelente resistência térmica, excelentes propriedades elétricas, e é quimicamente inerte [78]. Além disso, este material é um bom isolador elétrico e térmico, e apresenta um baixo coeficiente de atrito [79]. O PTFE, em algumas situações, ajuda no amortecimento de vibrações, contudo possui baixa resistência à tração e a fluência. Normalmente é aplicado em situações de vedação em sistemas hidráulico/água e hidráulico/óleo, em sistemas pneumáticos, em peças lubrificadas e não lubrificadas, dado a sua auto-lubrificação. Os óleos em geral têm uma ótima relação com o PTFE [79].

**Tabela 9** - Propriedades do PTFE (adaptado de [72,78,79]).

PROPRIEDADES	VALOR
Massa específica (kg/m <sup>3</sup> )	2160
Resistência à tração (MPa)	$2,7 \times 10^{-2}$
Resistência à flexão (MPa)	Sem rutura
Resistência à compressão (MPa)	$2,4 \times 10^{-2}$
Condutividade térmica (W/m.K)	5,86
Dureza (Shore D)	55-59
Coeficiente de atrito: PTFE / PTFE Seco Estático Dinâmico	0,009
PTFE / PTFE - Lubrificado com óleo	0,04-0,07
PTFE / AÇO - Lubrificado com óleo	0,02-0,06

- Apoio superior e inferior da ortótese**

Tendo em conta o propósito dos apoios superiores e inferiores da ortótese, o material selecionado para estes dois componentes foi o polipropileno. O polipropileno é um termoplástico polimerizado a partir do gás propileno, oferecendo excelentes características, como baixa densidade, um bom equilíbrio de propriedades físicas, mecânicas, térmicas, químicas e elétricas, acompanhadas de resistência moderada [80]. Além destas características, este polímero é de baixo custo e leve, apresenta uma excelente resistência a solventes orgânicos e ataque eletrolítico, é de fácil moldagem e de fácil coloração, tem uma alta resistência à tração, e tem uma boa resistência ao impacto acima de 15°C [80]. Na Tabela 10 é apresentado o valor de algumas características do polipropileno.

**Tabela 10** - Propriedades do polipropileno (adaptado de [80]).

PROPRIEDADES	VALOR
Massa específica (kg/m <sup>3</sup> )	905
Alongamento na rutura (%)	15-530
Resistência à tração (MPa)	15-33
Resistência superficial (Ohm)	$10^{14}$
Condutividade térmica (W/m.K)	0,22
Dureza (Shore D)	17-75

**Tabela 12** - Propriedades da borracha de policloropreno, neoprene (adaptado de [84, 85]).

PROPRIEDADES	VALOR
Condutividade térmica (W/mk)	0,19
Difusividade térmica (m <sup>2</sup> /s)	0,11
Temperatura de trabalho (°C)	-40/120
Resistência a óleos minerais	Bom
Dureza (Shore A)	20 - 95
Resistência à tração (MPa)	3,45-20,68
Massa específica (kg/m <sup>3</sup> )	1500
Alongamento na rutura (%)	100-800
Aderência a materiais rígidos	Excelente
Resistência à abrasão	Excelente
Resistência ao impacto	Excelente
Resistência à rutura	Excelente
Resistência à água	Bom
Resistência ao fogo	Bom
Resistência à oxidação	Excelente

A borracha de acrilonitrilo butadieno hidrogenado (HNBR) seria outra possibilidade, no entanto, apesar de apresentar excelentes propriedades mecânicas e químicas, proporcionando melhorias no dispositivo, foi excluído devido ao seu elevado custo e à dificuldade em se obter este material.

#### 6.1.2 Estudo do óleo

Inicialmente, na realização deste estudo, selecionou-se o óleo de motor SAE 30 (*Society of Automotive Engineers* de grau 30) como lubrificante. Este óleo é inserido na classe mineral super-refinado, e tem potencial para satisfazer uma vasta gama de requisitos, podendo ser formulado e projetado de modo a que o produto final adquira as propriedades físicas e químicas predeterminadas. Normalmente, permitem maior estabilidade térmica, resistência à oxidação e ainda um maior índice de viscosidade [86].

A seleção deste óleo deveu-se ao facto das suas propriedades serem compatíveis com o material da bolsa selecionado, não correndo o risco de esta perder a sua flexibilidade e acabar mesmo por se destruir. Por outro lado, quando comparado com

outros lubrificantes sintéticos, este tipo de óleo apresenta as melhores características, como verificado na Tabela 13.

**Tabela 13** - Resumo das características dos óleos minerais super-refinados, quando comparados com outros lubrificantes sintéticos (adaptado de [86]).

PROPRIEDADES	VALOR
Relação viscosidade-temperatura	Excelente
Gama líquida	Boa
Estabilidade térmica	Boa
Estabilidades à oxidação	Fraca
Resistência à água	Excelente
Resistência ao fogo	Baixa
Capacidade de lubrificação	Boa
Volatilidade	Baixa

Estes óleos apresentam inúmeras vantagens, como uma boa eficiência na lubrificação a alta velocidade, a boa facilidade de aplicação, e como a facilidade na escolha das viscosidades devido à vasta gama de classe de óleos SAE. A SAE admite certos intervalos de viscosidade cinemática para os diferentes óleos lubrificantes. No óleo em questão, óleo SAE 30, o intervalo de viscosidade cinemática em [cSt] a 100°C (baixa velocidade de deformação) é entre [9,3;12,5], correspondendo ao valor mínimo e máximo respetivamente [86]. As suas propriedades mecânicas são apresentadas na Tabela 14.

**Tabela 14** - Propriedades mecânicas do óleo motor Husqvarna SAE 30 (adaptado de [87]).

PROPRIEDADE FÍSICO-QUÍMICAS	SISTEMA MÉTRICO
Massa específica (kg/m <sup>3</sup> )	883 (a 15°C)
Ponto de inflamação (°C)	>200
Viscosidade cinemática (mm <sup>2</sup> /s)	81 (a 40°C)

### 6.1.3 Estudo da água destilada

Apesar do óleo SAE 30 apresentar as características ideais para ser inserido no sistema hidráulico, optou-se por usar, nesta fase inicial dos testes preliminares e clínicos, a água destilada devido a ser facilmente acessível.

A seleção da água destilada para a realização dos testes, deve-se ao facto das suas propriedades físicas e químicas serem importantes para a estrutura e as funções biológicas, sendo assim compatível com o material da bolsa. Com esta compatibilidade,

não existe o risco de a borracha perder a sua flexibilidade e destruir-se ao longo do uso. Apresenta um alto calor específico, absorvendo muito calor antes de começar a aquecer, e como tal, a água destilada, é considerada um valioso refrigerante para as indústrias e radiadores dos automóveis. Além disto, a sua tensão superficial é elevada, ou seja, é aderente e elástica, tendendo a aglutinar-se em gotas em vez de se espalhar numa película fina [88]. Na Tabela 15 é apresentado algumas propriedades físicas, químicas e térmicas.

**Tabela 15** - Propriedades da água destilada (adaptado de [88]).

PROPRIEDADE FÍSICO-QUÍMICAS	SISTEMA MÉTRICO
Massa molar (g/mol)	18,01524
Massa específica (kg/m <sup>3</sup> )	1000 (a 4°C)
	999 (a 15°C)
	998 (a 20°C)
Ponto de fusão (°C)	0
Viscosidade (Pa.s)	0,00157 (a 4°C)
	0,001139 (a 15°C)
	0,001 (a 20°C)
Tensão superficial (N/m)	0,0728
Resistividade elétrica (kΩ·m <sup>2</sup> /m)	182 (a 25°C)
Condutividade elétrica (μS/cm)	0,055 (a 25°C)
pH	7

## 6.2 Perdas de carga existentes no sistema

A ortótese para os membros inferiores desenvolvida neste projeto, como já referido, é atuado pelo um fluido hidráulico, nesta fase inicial será usada a água destilada. Deste modo, como existe uma transição do fluido entre dois tipos de tubagens, reta e curva, este processo acarreta consigo perdas de carga acrescidas.

Num sistema real, existem perdas por atrito, perdas de carga ou de pressão, gerado pelo escoamento do fluido, quer entre a superfície e o fluido, assim como entre as partículas do próprio fluido, devido à sua viscosidade. Através das perdas de caudal e pressão é possível determinar as perdas de energia de um sistema hidráulico.

Para o estudo da hidráulica de um sistema, usa-se como base o princípio de conservação de energia para fluidos proposto por Bernoulli, que relaciona a energia de pressão, a energia cinética e a energia potencial gravitacional de uma linha de corrente



num escoamento estacionário. Assim, para determinar a pressão total num ponto do circuito, é necessário considerar esses três componentes [89].

Em suma, para aplicar o teorema de Bernoulli deve-se supor:

- Escoamento sem atrito, viscosidade = 0.
- Escoamento ao longo de uma linha de corrente constante.
- Fluido incompressível, onde a massa volúmica,  $\rho$ , é constante.
- Escoamento em regime permanente, num regime de condução em circuito fechado.

Segue-se a equação de Bernoulli (1), da qual se obterá a pressão total num ponto do circuito:

$$p_T = K_e \cdot \frac{1}{2} \cdot \rho \cdot v^2 \cdot 10^{-5} + p + \rho \cdot g \cdot h \cdot 10^{-5} \quad (1)$$

com:

$p_T$  = pressão total (bar);

$K_e$  = coeficiente do tipo de escoamento;

$K_e = 2$ : regime laminar

$K_e = 1$ : regime turbulento

$\rho$  = massa específica da água (kg/m<sup>3</sup>) – considerar  $\rho = 999$  kg/m<sup>3</sup> a  $T = 15^\circ\text{C}$ ;

$v$  = velocidade média da água no ponto considerado (m/s);

$p$  = pressão hidrostática (bar);

$g$  = aceleração da gravidade ( $g \approx 9,8\text{m/s}^2$ );

$h$  = diferença de nível entre o ponto considerado e o ponto mais baixo do circuito (m), que corresponde à altura desde a articulação do joelho anatómico à base do pé.

Em casos com diferenças de nível baixas,  $h$ , a componente gravítica é, normalmente, desprezada.

### 6.2.1 Cálculo de perdas de carga distribuídas ao longo do tubo

As perdas de carga distribuídas variam com o material, processo de fabrico do tubo e conservação desta. Dependem diretamente do caudal, do comprimento do tubo e da pressão, mas são inversamente proporcionais ao diâmetro do tubo [89]. Deste modo, uma vez que nesta instalação já é conhecido o diâmetro do tubo, o seu comprimento, e uma aproximação da pressão de trabalho, torna-se essencial definir a velocidade média da

água no tubo [89]. Na Tabela 16 são apresentadas as velocidades admissíveis para condutas de retorno e condutas de pressão para pressões que variam entre 0 e 50 bar.

**Tabela 16** - Tabela de velocidades admissíveis em condutas de retorno e condutas de pressão para pressões inferiores a 50 bar (adaptado de [89]).

Conduta de retorno	Conduta de pressão
2 m/s	0 – 50 (bar)
	3 m/s

Neste sistema, quando se pressiona a bolsa hidráulica a pressão disponível é de, aproximadamente, 1 bar, obtida com o auxílio de um manómetro de pressão. A bolsa com o formato do calcanhar e com um comprimento de, aproximadamente, 10 cm foi testada, como referido anteriormente, num paciente com 68 kg.

Uma vez que a pressão disponível no sistema encontra-se entre os 0 e 50 bar, as velocidades admissíveis são as que estão apresentadas na Tabela 16. Deste modo, segundo as normas, a água não deve ultrapassar os 3 m/s, mas como a conduta para a ascensão e descensão do fluido é a mesma, considera-se o valor da velocidade admissível limite em condutas de retorno (2 m/s), para não haver perdas de carga elevadas.

Para determinar as perdas ao longo de uma tubagem é utilizada a equação 2, que relaciona as perdas de carga com o fator de atrito, as características da conduta e a velocidade do escoamento [89].

$$\Delta p = \lambda \cdot \frac{\rho \cdot v^2}{2} \cdot \frac{l}{d} \cdot 10^{-5} \quad (2)$$

com:

$\Delta p$  = perda de pressão na conduta (bar);

$l$  = comprimento do tubo (mm);

$d$  = diâmetro interno do tubo (mm);

$\lambda$  = coeficiente de perda de carga, depende do tipo de escoamento, se é laminar ou turbulento.

No dimensionamento das tubagens é importante verificar o escoamento do fluido no seu interior. Para tal, utiliza-se uma relação denominada de número de Reynolds (Re), que analisa o perfil de velocidade desenvolvido pelo fluido no escoamento, identificando claramente parâmetros numéricos que correspondem aos limites de comportamento. Assim sendo, o escoamento diz-se laminar se o número de Reynolds for inferior a 2000,

turbulento se for superior a 4000 e transitório se for entre 2000 e 4000 [89]. O número de Reynolds,  $Re$ , é determinado pela seguinte equação:

$$Re = \frac{\rho \cdot v \cdot d}{\mu} \quad (3)$$

Note-se que a velocidade média do fluido pode ser facilmente obtida, quando se conhece o caudal e a área de secção do tubo, por onde o fluido escorre, através da seguinte expressão [89]:

$$v = \frac{Q}{A} \quad (4)$$

com:

$Q$  = caudal volumétrico ( $\text{m}^3/\text{s}$ )

$A$  = Área de secção da tubagem ( $\text{m}^2$ )

Sendo que num fluido uma das variáveis mais importantes para o estudo do comportamento do mesmo é a viscosidade, apresenta-se de seguida o cálculo de determinação da viscosidade dinâmica do água ( $\mu$ ) expressa pela seguinte equação [86]:

$$\vartheta = \frac{\mu}{\rho} \quad (5)$$

com:

$\mu$  = viscosidade dinâmica ( $\text{Pa.s}$ )

$\vartheta$  = viscosidade cinemática ( $\text{m}^2/\text{s}$ )

O coeficiente de perda de carga é condicionado pelas características superficiais da tubagem e pelo regime que o escoamento tem. Caso se trate de um regime laminar, o coeficiente de carga é determinado segundo a equação (6), e está representada no diagrama de *Moody* [90].

$$\lambda = 64 \cdot Re^{-1} \quad (6)$$

Por outro lado, se o regime for turbulento, existem várias propostas para obter o valor do fator de atrito. *Prandtl*, obteve a equação (7) enquanto *Blasius* obteve uma equação de mais fácil resolução, para valores de Reynolds até  $10^5$ , equação (8) [90].

$$\frac{1}{\sqrt{f}} = 2 \log(Re \sqrt{f}) - 0,8 \quad (7)$$

$$f = (100Re)^{-\frac{1}{4}} \quad (8)$$

Contudo, ainda foram obtidas equações que permitem o calculo do fator de atrito tendo em conta a rugosidade da conduta. Segundo *Colebrook*, o fator de atrito pode ser

obtido pela equação (9), mas o seu cálculo torna-se mais complexo, pois será necessário efetuar iterações para o seu cálculo [90].

$$\frac{1}{\sqrt{f}} = -2 \log \left( \frac{\frac{\varepsilon}{d}}{3,7} + \frac{2,51}{Re\sqrt{f}} \right) \quad (9)$$

A final e aceite, foi proposta por *Haaland* (1983), em que o fator de atrito surge na forma explícita, apresentada na equação (10) [90].

$$\frac{1}{\sqrt{f}} = -1,8 \log_{10} \left[ \frac{6,9}{Re} + \left( \frac{\frac{\varepsilon}{d}}{3,7} \right)^{1,11} \right] \quad (10)$$

Todas estas expressões que traduzem o fator de atrito estão representadas sob a forma gráfica no diagrama de *Moody* (Figura 41).

Caso o escoamento se encontre em regime transitório, o coeficiente de carga é determinado pelo diagrama de *Moody* (Figura 41), através do valor do número de Reynolds e da rugosidade relativa ( $\varepsilon/d$ ) [90].

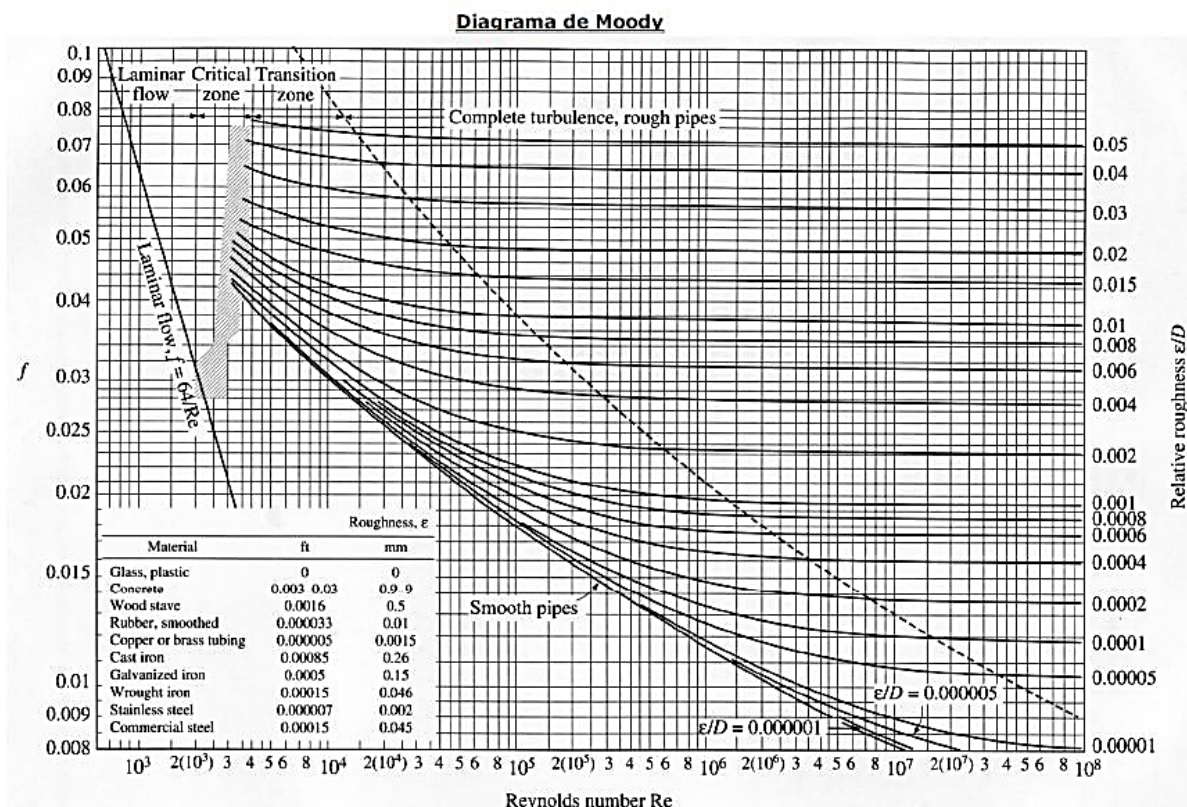


Figura 41 - Diagrama de *Moody* (adaptado de [90]).

## 6.2.2 Cálculo de perdas de carga localizadas

As perdas de carga localizadas são perdas de energia que se verificam num escoamento, ou por haver uma variação da geometria da secção ou por haver uma mudança na direção do escoamento, ou seja, é a perda de carga devido aos acidentes como válvulas e curvas, e pode ser calculada pela seguinte expressão [89]:

$$\Delta p = k \cdot \frac{\rho \cdot v^2}{2 \cdot g} \cdot 10^{-3} \quad (11)$$

k = coeficiente de perda de carga obtido graficamente, da função entre o raio de curvatura e o diâmetro interno do tubo;

Para o estudo cinemático e dinâmico da marcha foi considerado um paciente sem patologias e com cadência normal. Como tal, o momento máximo na articulação do joelho anatómico para um indivíduo com estas características tem um valor de 0,615 N.m/kg, segundo a literatura [17]. Para facilitação dos cálculos, estipulou-se uma massa corporal máxima de 110 kg para o indivíduo que virá a usar a ortótese. Na Tabela 17 são apresentados todos os resultados inerentes a esse estudo, sendo os cálculos efetuados para situações limite e com respeito a certas especificações.

**Tabela 17** - Cálculos referentes ao estudo académico realizado anteriormente (adaptado de [72]).

DESCRIÇÃO	FÓRMULAS	CÁLCULOS E RESULTADOS
Binário máximo admissível no mecanismo	$\tau(\text{máx.})$ $= \text{Momento}_{\text{máx joelho}}$ $\times m_{\text{máx paciente}}$	$= 0,615 \times 110 = 67,65 \text{ N.m}$
Valor máximo da força que atua nos pinos de encravamento (zona de aprisionamento do sistema entre o êmbolo e a parte inferior da ortótese) M- Momento presente no eixo de rotação r- Distância entre o centro de rotação e o centro de um dos pinos	$F_{\text{pinos}} = \frac{M}{r}$	$= \frac{67,65 \times 1000}{17} = 3979,41 \text{ N}$
Força que atua em cada um dos 4 pinos	$F_{\text{cada pino}} = \frac{F_{\text{pinos}}}{4}$	$= \frac{3979,41}{4} = 994,85 \text{ N}$

**Tabela 17** - Cálculos referentes ao estudo acadêmico realizado anteriormente (adaptado de [72]) – continuação.

Área do pino sujeito ao esmagamento d – Diâmetro do pino h – Altura do pino sujeito a esmagamento	$A(esm) = \frac{2\pi \times d \times h}{2}$	$= \frac{2\pi \times 6 \times 4}{2} = 75,4 \text{ mm}^2$
Área do pino sujeita ao corte, d-diâmetro do pino	$A(corte) = \pi \times d^2$	$= \pi \times 6^2 = 113 \text{ mm}^2$
Valor do coeficiente de segurança aplicável ao sistema		$Sg = 5$
Tensão de cedência para o esmagamento	$\sigma(esm) = \frac{F_{cada \text{ pino}}}{A(esm)}$	$= \frac{994,85}{75,4} = 13,19 \text{ MPa}$
Coeficiente de segurança ao esmagamento ( $\sigma_{tração \text{ do bronze}} = 140 \text{ MPa}$ )	$Sg(esm) = \frac{\sigma(adm)}{\sigma(esm)}$	$= \frac{140}{13,19} = 10,61$
Tensão de corte	$\tau(corte) = \frac{F_{cada \text{ pino}}}{A(corte)}$	$= \frac{994,85}{113} = 8,8 \text{ MPa}$
Coeficiente de segurança ao corte ( $\tau_{corte \text{ do bronze}} = 85 \text{ MPa}$ )	$Sg(corte) = \frac{\tau(adm)}{\tau(corte)}$	$= \frac{85}{8,8} = 9,66$
Valor máximo da força que o paciente exercerá sobre a bolsa hidráulica	Valor normalizado ([18])	$F = 10,96 \text{ N/kg}$
Carga que o paciente exerce para o sistema encravar, a $\approx 2\%$ de marcha	Valor normalizado ([18])	$F(vertical) = 2,92 \text{ N/kg}$
Área do êmbolo	$A_{\hat{e}mbolo} = \pi \times r_{\hat{e}mbolo}^2$	$= \pi \times 24,7^2 \cong 1917 \text{ mm}^2$
Força da mola (y=31mm) k- constante de rigidez da mola y – deslocamento da mola em pré-tensão	$F_{mola1} = k \times y$	$= 1667,54 \times 0,031 = 51,69 \text{ N}$
Força da mola (y=35mm)	$F_{mola2} = k \times y$	$= 1667,54 \times 0,035 = 58,36 \text{ N}$
Força do fluido	$F_{fluido} = F_{mola2} + F_{atrito}$	$= 58,36 + 15 = 73,36 \text{ N}$
Pressão do fluido = Pressão da bolsa	$p_{fluido} = \frac{F_{fluido}}{A_{\hat{e}mbolo}}$	$= \frac{73,36}{1,917 \times 10^{-3}} \cong 38268,13 \text{ Pa}$ $38268,13 \times 10^{-5} = 0,3827 \text{ bar}$

**Tabela 17** - Cálculos referentes ao estudo acadêmico realizado anteriormente (adaptado de [72]) – continuação.

Área máxima da bolsa Massa do corpo aplicada na bolsa, m= 60 kg (considera-se 55% do peso corporal, mas trata-se de um valor meramente indicativo)	$A_{bolsa} = \frac{F(vertical) \times m}{p_{fluido}}$	$= \frac{2,92 \times 60}{38268,13} = 4,578 \times 10^{-3} m^2$
Área da bolsa hidráulica d <sub>bolsa</sub> = 130 mm comprimento até à curvatura = 35 mm	$A_{bolsa} = l \times d + \frac{1}{2} \times \pi \times r^2$	$= 35 \times 130 + \frac{1}{2} \times \pi \times 65^2 = 11187,61 mm^2 \approx 1,12 \times 10^{-2} m^2$
Volume mínimo de segurança da bolsa Para paciente com massa do corpo aplicada na bolsa de m = 60 kg	$V_{bolsa} = A_{bolsa} \times Sg$	$= 11187,61 \times 5 \approx 55938 mm^3$

Tendo em conta os valores obtido na Tabela 17, verifica-se que o coeficiente de segurança de esmagamento e de corte é de 10,61 e 9,66, respetivamente, concluindo-se que o coeficiente de segurança do sistema é de 9,66. Deste modo, o sistema está bem dimensionado, uma vez que o coeficiente de segurança se encontra dentro do aceitável nestas situações, onde o mínimo que deve ser considerado é de 5.

O curso (l) necessário para que êmbolo encrave, ou seja, a distância necessária para que água desloque o êmbolo, é de 4 mm. Deste modo, para que ocorra o bloqueio da ortótese, é necessário ocorrer a deslocação de um certo volume de água no interior do sistema de encravamento para que o êmbolo de encravamento se desloque. Para a determinação do volume de água atuado (V), como a área de superfície do êmbolo é maior que a área da tubagem, e o êmbolo tem um diâmetro de 49,40 mm, recorre-se à equação (12).

$$V = \pi \times r_{\text{êmbolo}}^2 \times l \quad (12)$$

$$V = \pi \times 0,0247^2 \times 0,004 = 7,67 \times 10^{-6} m^3 \approx 8,0 \times 10^{-6} m^3 \quad (12.1)$$

Tendo em conta a literatura, e recorrendo à tabela incorporada no Anexo III, o sistema deverá encravar quando o paciente exercer uma força de 2,92 N/kg [17], valor para o qual o sistema de atuação deve ser dimensionado, o que corresponde a, aproximadamente, 2% da marcha. Esta fase representa o momento em que começa a

surgir a flexão do joelho, com aparecimento de uma força horizontal negativa (adaptado de [72]).

### 6.2.3 Cálculo de perdas de carga em cada circuito

Nesta secção serão efetuados todos os cálculos relativos a perdas de carga existentes nas duas fases de funcionamento do dispositivo, nomeadamente na subida da água da bolsa hidráulica para o sistema de encravamento (a fase de bloqueio da ortótese) e o retorno da água à bolsa hidráulica a partir do sistema de encravamento (a fase de desbloqueio da ortótese). Existem vários aspetos relevantes, entre o sistema de bloqueio e o sistema de atuação, que devem ser tidos em conta aquando da subida e descida do fluido.

#### **1. Subida do fluido – Bloqueio da ortótese**

Como já referido anteriormente na descrição do funcionamento do dispositivo, a subida do fluido depende essencialmente da pressão que o paciente exerce sobre a bolsa hidráulica, movendo o fluido do sistema de atuação ao sistema de bloqueio/encravamento. A pressão disponível quando se pressiona a bolsa hidráulica para que a água possa subir e atingir e encavar na sua totalidade o sistema de encravamento é de 1 bar, o que equivale a aproximadamente a 100 kPa.

Para que este bloqueio da ortótese ocorra corretamente e que encrave de forma rápida para ser possível obter tempos de resposta curtos, devem ser tidos em conta alguns fatores, como referido num sub-capítulo anterior, nomeadamente a velocidade média do fluido. Se se considerar que para um paciente sem nenhuma patologia uma frequência de 60 passadas corresponde a 1 minuto, sabe-se que 1 passada corresponde a 1 segundo. Contudo, uma vez que este projeto se inclina para o desenvolvimento de uma ortótese para um paciente com uma fraqueza muscular, prevê-se então que 40 passadas estarão para 1 minuto, e como tal 1 passada estará para 1,5 segundos. Tendo em conta a este tempo, estima-se que o tempo de bloqueio da ortótese corresponderá, aproximadamente, a 0,5 segundo, e o tempo restante corresponderá ao tempo de desbloqueio da mesma, ou seja, nestes 1,5 segundos terá de se proceder a um rápido bloqueio e desbloqueio da ortótese na fase de apoio e balanço para se aproximar o mais possível de uma locomoção sem patologia.



Para se estimar as perdas de carga que ocorrem ao longo de todo o sistema e verificar o que acontece na subida e descida do fluido, é essencial tomar conhecimento de inúmeros parâmetros para que essa mesma determinação seja realizada de forma correta, como o valor real da velocidade média do fluido necessária para que a ortótese seja bloqueada.

A velocidade média do fluido ( $v$ ), ao longo do tubo, é determinada pela razão entre o caudal e a área da secção do tubo. Como o caudal ( $\varphi$ ) é definido como o volume de fluido que passa numa determinada área por unidade de tempo, pode ser expresso pela equação (13). Através desta equação é possível então estimar o valor real da velocidade média do fluido, como se verifica na equação (14).

$$\varphi = v \times A_{\text{secção tubo}} \quad (13)$$

$$v = \frac{\varphi}{A_{\text{secção tubo}}} \quad (14)$$

O valor do caudal ( $\varphi$ ) ao longo do tubo é estimado a partir do volume de água atuado ( $V$ ) por unidade de tempo de bloqueio da ortótese, isto é:

$$\varphi = \frac{V}{t} = \frac{8,0 \times 10^{-6}}{0,5} = 1,60 \times 10^{-5} \text{ m}^3/\text{s} \quad (15)$$

Deste modo, o valor real da velocidade média do fluido ao longo da tubagem é de:

$$v = \frac{1,60 \times 10^{-5}}{\pi \times \left(\frac{0,006}{2}\right)^2} = \frac{1,60 \times 10^{-5}}{2,83 \times 10^{-5}} = 0,566 \text{ m/s} \quad (14.1)$$

Outro parâmetro importante para determinar é pressão total num ponto da conduta onde é calculada de acordo com a equação (1), onde se obtém um valor de:

$$p_T = 0,566 \times \frac{1}{2} \times 999 \times 0,566^2 \times 10^{-5} + 1 + 999 \times 9,8 \times 0,65 \times 10^{-5} \approx 1,065 \text{ bar} \quad (1.1)$$

De acordo com o valor obtido, o que vai de acordo com o disponível na bolsa para o óleo subir, de 1 bar.

Para além da velocidade média do fluido, que influencia a rapidez de resposta no encravamento e descravamento do sistema de bloqueio da ortótese, o diâmetro do tubo também é uma característica que influencia essa resposta.

De acordo com a equação (13), verifica-se que quanto maior a área de secção do tubo. Por outro lado, através da equação (2) conclui-se, analiticamente, que quanto maior for o diâmetro interno do tubo, menor são as perdas de carga existentes ao longo deste.

Contudo, a nível estético o diâmetro do tubo não deverá ser de grandes dimensões, apesar de ser o mais vantajoso a nível de funcionamento do sistema. Conclui-se assim, que o tubo deverá ter um valor médio, dado que se for de pequenas dimensões obrigaria a que a velocidade do fluido seja maior, aumentando assim as perdas de carga, tornando-se muito desvantajoso.

Após uma análise profunda realizada no estudo anterior [72], conclui-se que o diâmetro que apresenta o melhor rácio perda de carga versus estética é o tubo com um diâmetro interno de 6 mm (Figura 62 – Anexo I), apresentando uma perda de carga de 0,0076 bar (no Anexo I são apresentados todos os cálculos realizados).

Na subida do fluido, considera-se as perdas de carga devido à transição de entre dois tipos diferentes de tubagens (tubagem reta e curva), e as perdas resultantes da componente gravítica. Na transição da bolsa para a tubagem reta (saída na vertical) existem eventuais perdas de carga, mas como os caudais em causa são pequenos e pela complexidade dos cálculos para a sua determinação, considerou-se desprezável esta perda de carga.

Para que haja ligação entre o sistema de atuação e o de encravamento é utilizado um tubo ligação e um joelho (90°) ou um tubo curvo. Este joelho (90°) é inserida numa das extremidades do tubo, fazendo a ligação ao sistema de encravamento. Deste modo, com a passagem do fluido no tubo reto bem como no joelho (90°) vai provocar perdas de carga. Uma vez que a perda de carga no joelho (90°) é considerada uma perda de carga localizada, o seu cálculo será efetuado com base da equação (11). Este cálculo é efetuado com base no valor de velocidade real, tomado da equação (14), e um coeficiente de perda de carga ( $k$ ). Como na subida do fluido o escoamento presente é transitório, optou-se por utilizar a interpolação linear entre dois pontos (equação 16) para a determinação do coeficiente de perda de carga, uma vez que se sabe que para um joelho de 90° de raio curto em regime laminar para um fluido newtoniano o valor de  $k$  é de 0,9, para um número de Reynolds de 1000 e em regime turbulento um valor de  $k$  de 0,75 para um número de Reynolds de 4000 [91]. Todos os cálculos efetuados encontram-se no Anexo I.

$$\frac{k - k_0}{Re - Re_0} = \frac{k_1 - k_0}{Re_1 - Re_0} \quad (16)$$

$$k = k_0 + (k_1 - k_0) \frac{Re - Re_0}{Re_1 - Re_0} \quad (17)$$

$$k = 0,9 + (0,75 - 0,9) \frac{2979 - 1000}{4000 - 1000} \approx 0,80 \quad (17.1)$$

Deste modo, obtém-se um valor de coeficiente de carga de aproximadamente 0,8, para um joelho de 90° e de raio curto.

As perdas de carga em curvas são maiores que aquela referente ao escoamento em tubos retos e isto deve-se principalmente à separação do escoamento que ocorre na parte interna da curva e à presença de um gradiente adverso também denominado por escoamento rotativo secundário. Deste modo, o valor de perda de carga obtido na tubagem reta é de  $\Delta p = 0,0076$  bar ( $d_i = 6$  mm) como referido anteriormente, e o valor obtido na tubagem curva, segundo a equação (11) é de:

$$\Delta p = 0,8 \times \frac{999 \times 0,566^2}{2 \times 9,8} \approx 0,0131 \text{ bar} \quad (11.1)$$

Por outro lado, para que o fluido suba para o sistema de encravamento é necessário este contrair a força de gravidade, existindo assim perda de carga, como mostra na equação (18).

$$\Delta p_{\text{gravidade}} = \rho \cdot g \cdot \Delta H \cdot 10^{-5} \quad (18)$$

com:

$\Delta H$  = diferença de altura no tubo (m)

Tendo em conta a todos os parâmetros, obtém-se um valor de:

$$\Delta p_{\text{gravidade}} = 999 \times 9,8 \times 0,65 \times 10^{-5} \approx 0,0636 \text{ bar} \quad (18.1)$$

Para que ocorra a ascensão do fluido, a força deste tem que ser superior ao somatório da força das molas com as forças de atrito, provenientes da entrada dos pinos e da raspagem do vedante do êmbolo de encravamento. Os valores da equação seguinte estão apresentados na Tabela 17, com a respetiva resolução ( $F_{\text{fluido}} = 73,36$  N,  $F_{\text{mola2}} = 58,36$  N,  $F_{\text{atrito}} = 15$  N).

$$F_{\text{fluido}} > F_{\text{mola2}} + F_{\text{atrito}} \quad (19)$$

A pressão máxima (P) do fluido ocorre no momento em que o êmbolo se encontra bloqueado, e a mola está totalmente comprimida. O valor é dado pela seguinte equação:

$$P = \frac{F_{\text{mola2}} + F_{\text{atrito}}}{A_{\text{êmbolo}}} \times 10^{-5} \quad (20)$$

O cálculo relativo a esta pressão encontra-se na Tabela 17, e tem como valor  $P \approx 0,3827$  bar.

Por fim, para obter a perda de carga/pressão total ( $\Delta p_T$ ) deste sistema soma-se todas as cargas distribuídas e localizadas envolvidas na subida do fluido para ocorrer o bloqueio da ortótese. Assim, tem-se um total de:

$$\Delta p_T = \sum \Delta p = 0,0076 + 0,0131 + 0,0636 + 0,3827 = 0,467 \text{ bar} \quad (21)$$

Com esta perda de pressão inferior à pressão disponível (1 bar) obtém-se uma margem de 0,533 bar, ou seja, uma margem de segurança de aproximadamente 50%. Apesar deste valor ser apenas uma estimativa do que pode acontecer na realidade, prevê-se, na prática, que o fluido alcance o sistema de encravamento e haja um correto bloqueio do êmbolo.

## 2. Descida do fluido – Desbloqueio da ortótese

Para que o fluido desça, retornando ao sistema de atuação, terá de existir uma diminuição de pressão exercida sobre a bolsa hidráulica, ou seja, o fluido recua a partir do momento em que o paciente deixa de exercer pressão sobre a bolsa, elevando o calcanhar do solo. Contudo, o vazamento do fluido requer, como já foi mencionado anteriormente, a atuação da mola situada no interior do reservatório e a ajuda da força da gravidade. A força da mola, nesta situação, deverá ser superior à força do fluido e ao atrito existente no vedante.

Deste modo, para que o fluido desça para o interior da bolsa, deverá existir uma diminuição da força da mola no êmbolo, o que significa que irá haver perda de pressão máxima para uma pressão mínima (pré-tensão  $Y=31\text{mm}$ ), e todo o fluido sairá do reservatório. Com esta diminuição de pressão o êmbolo desloca-se, tomando a sua posição recuada, o fluido sai do sistema de bloqueio para o tubo de ligação e entra no sistema de atuação.

Para determinar a pressão disponível no êmbolo, para a água descer é necessário estimar uma média da força das molas nas duas posições  $(F_{\text{mola2}} + F_{\text{mola1}})/2 = (58,36 + 51,69)/2 = 55 \text{ N}$ ), retira-se o atrito gerado e adiciona-se a componente da gravidade, que também auxilia na descida do fluido, mesmo que a sua contribuição seja reduzida. Como calculado na subida do fluido, a perda de pressão por gravidade é igual na descida, e como tal o valor é de 0,0636 bar. A equação (22) representa a determinação da pressão disponível no êmbolo, para a água descer.

$$P = \left( \frac{F_{molamédia} - F_{atrato}}{A_{embolo}} \right) + P_{gravidade} \quad (22)$$

De acordo com os valores calculados na Tabela 17 e substituindo na equação (22), o valor resultante do cálculo é de:

$$P = \left( \frac{55 - 15}{1,917 \times 10^{-3}} \right) + 0,0636 \approx 20866 \text{ Pa} \times 10^{-5} \approx 0,209 \text{ bar} \quad (22.1)$$

Comparando o resultado obtido pela equação (22) na descida do fluido com a pressão disponível para o fluido subir ( $P = 1 \text{ bar}$ ), verifica-se que este é bastante inferior. Com estes resultados é possível estimar a velocidade do fluido na saída do reservatório, prevendo-se que este seja, igualmente, inferior ao valor na subida do fluido. Sendo esta inferior, estima-se uma resposta mais demorada, daí a estipulação do tempo de subida de 0,5 segundos e na descida um tempo de 1 segundo. Deste modo, estima-se que a velocidade de descida seja 50% da velocidade de subida do fluido, ou seja, trata-se de um processo de cálculos inverso à ascensão do fluido. Na equação (23) obtém-se, então, o valor previsto da velocidade do fluido na saída do reservatório, e com este valor determina-se o valor do caudal, pela equação (13).

$$v_{descida} = \frac{v}{2} = \frac{0,566}{2} = 0,283 \text{ m/s} \quad (23)$$

$$\varphi = 0,283 \times 2,83 \times 10^{-5} = 8,0 \times 10^{-6} \text{ m}^3/\text{s} \quad (13.1)$$

Aplicando agora a equação (15) retira-se o valor do tempo previsto da descida do fluido:

$$t = \frac{8,0 \times 10^{-6}}{8,0 \times 10^{-6}} = 1 \text{ s} \quad (15.1)$$

Tal como na subida do fluido, na descida do fluido é possível calcular as perdas de carga existente, como no joelho 90° e no tubo de ligação através das equações (2) e (11), mas com o valor de velocidade obtido na equação (23). O valor da perda de carga no joelho, usando a equação (11) é de:

$$\Delta p = 0,9 \times \frac{999 \times 0,283^2}{2 \times 9,8} \times 10^{-3} \approx 0,0037 \text{ bar} \quad (11.2)$$

Em relação à perda de carga na tubagem linear, usando a equação (2) é de:

$$\Delta p = 0,043 \times \frac{999 \times 0,283^2}{2} \times \frac{0,65}{0,006} \times 10^{-5} = 0,0019 \text{ bar} \quad (2.1)$$

O somatório destas perdas de carga na descida do fluido perfaz um resultado de:

$$\Delta p_T = \sum \Delta p = 0,0037 + 0,0019 = 0,0056 \text{ bar} \quad (24)$$

Ao considerar este valor de perda de pressão e compará-lo com o valor da pressão disponível no sistema de bloqueio para a água descer (0,209 bar), verifica-se uma margem de 0,2034. Conclui-se que as perdas de carga prevista para descida do fluido são muito pouco, considerando-se praticamente nulas.



## CAPÍTULO 7 - IMPLEMENTAÇÃO E TESTES

Neste capítulo irão ser demonstrados todas as alterações realizadas ao protótipo do estudo anterior, procedendo-se à construção de um dispositivo final com a colaboração da empresa Padrão Ortopédico. Será ainda especificado como os testes preliminares e clínicos serão realizados, a preparação da ortótese para a realização dos testes estabelecidos, quais os resultados obtidos durante a realização dos mesmos, assim como limitações que poderão surgir.

### 7.1 Implementação de todas as alterações no dispositivo

Com o intuito de melhorar todas as características envolventes da ortótese, procedeu-se à construção de um novo dispositivo com base na análise teórica. Esta ortótese foi construída, especificamente, para um paciente que aceitou submeter-se à realização dos testes preliminares e testes clínicos e serão realizados, essencialmente, alterações no sistema de atuação e a nível estético, em relação ao protótipo obtido no estudo anterior. Todas as alterações realizadas ao longo deste projeto são comparadas com o protótipo anterior, com o intuito de realçar a evolução que este protótipo tem vindo a sofrer.

Como já referido no Capítulo 5, o protótipo existente na fase inicial deste projeto é composto por um apoio em couro apertado na zona proximal da coxa com fivelas, um apoio metal e por hastes em metal que se prolongam até ao joelho. A zona do joelho era composta pelo sistema de bloqueio, e por uma articulação livre com silicone, permitindo um movimento livre e tornando-o mais confortável [72]. Na Figura 42 é demonstrado o protótipo existente na fase inicial.

Relativamente à parte inferior da ortótese, o protótipo inicial era composto por uma ortótese AFO de plástico, articulada na zona do tornozelo, e com um fecho de velcro abaixo do joelho, como mostrado na Figura 43. Na parte interna da fita de velcro existe uma



Após todas as alterações estarem implementadas e a ortótese estar completamente montada efetua-se a realização dos testes práticos com o objetivo de verificar a sua funcionalidade. Para tal recorreu-se a um voluntário para a realização do mesmo.

O paciente que se voluntariou para a realização dos testes práticos sofreu de pólio na sua adolescência, necessitando de utilizar uma ortótese para o membro inferior direito. Embora consiga andar sem a ortótese, não consegue obter uma marcha estável e ao ritmo do seu dia a dia, podendo desequilibrar-se.

- **Processo de fabrico da ortótese**

Numa fase inicial, procedeu-se à realização de uma avaliação previa para verificar a amplitude de movimento das articulações e a presença de limitações.

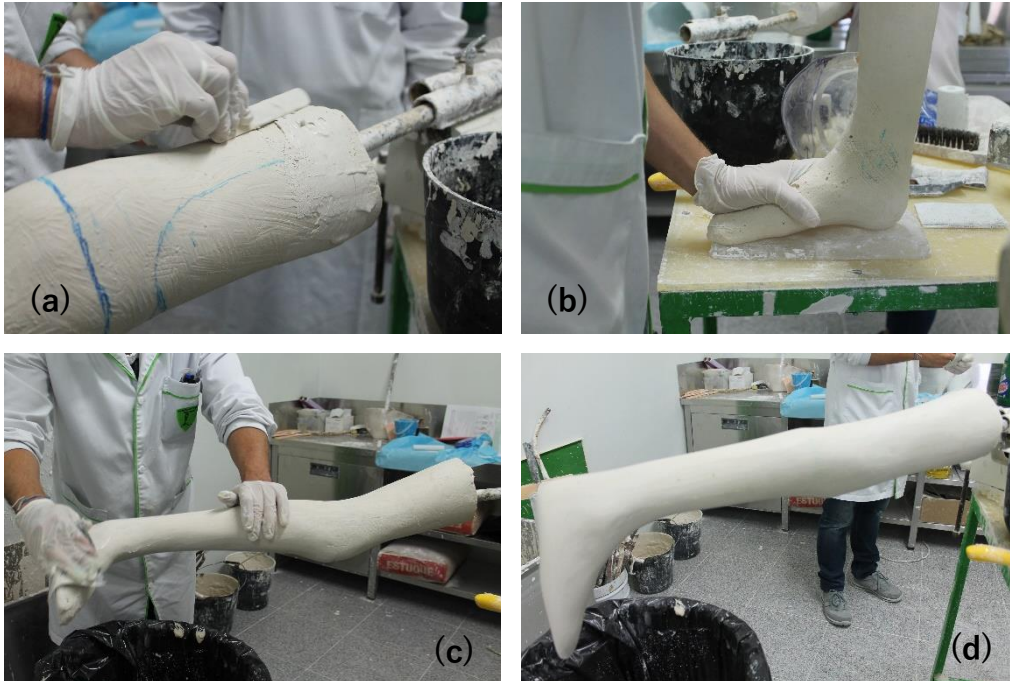
Após a análise concluída, inicia-se o processo de fabrico da ortótese. Este processo inicia-se pela tiragem de um molde gessado (ligaduras de gesso) ao membro inferior direito do paciente [92]. Contudo, antes de se proceder à realização do molde gessado, recobre-se o membro com uma interface, nomeadamente uma meia, para evitar o contacto direto do membro com as ligaduras, reduzindo a sujidade e a possível “depilação” dos pelos na remoção do molde. Antes da realização do molde gessado, também se marca no membro, com o lápis cópia, todos os pontos relevantes para, posteriormente, orientar os trabalhos no molde. Estes pontos são protuberâncias ósseas, como maléolos, osso navicular, cabeça do primeiro metatarso, entre outros [92].

Após a realização do molde gessado, traçam-se linhas perpendiculares com o lápis cópia orientando o técnico no fechamento do molde, no momento do seu preenchimento [92]. Com o molde traçado, procedeu-se ao enchimento do mesmo e à sua correção. Ao longo deste processo, realiza-se a marcação para os alívios das proeminências ósseas, como maléolos, osso navicular e entre outros, conforme se mostra na Figura 49.



**Figura 49** - Representação da marcação para os alívios das proeminências ósseas no molde.

Feito os alívios, deposita-se no molde uma fina camada de gesso, e, por fim alisa-se superficialmente o molde com telas para se obter um acabamento uniforme (Figura 50). Nesta fase, verificam-se as medidas do molde e comparam-se com as do paciente. Caso existam divergências entre os valores, o molde deverá ser corrigido.



**Figura 50** - Acabamento superficial da ortótese. (a) Colocação de uma fina camada de gesso nos locais assinalados. (b) Alinhamento do molde. (c) Alisamento do molde. (d) Molde com acabamento uniforme.

Na fase seguinte procede-se à termo-moldagem, e como o próprio nome indica trata-se de um processo de moldação com polipropileno a quente [92]. O polipropileno é fundido para ficar com uma capacidade de deformação plástica e de fácil maleabilidade que permite o polipropileno aderir ao molde, dando forma à ortótese. Para tal, o molde é revestido com malha de tecido fina e a placa de polipropileno é colocada na estufa. Quando o material atingir um aspeto de transparência, este estará pronto para a moldação, e é depositado sobre o molde, selando-o hermeticamente junto ao bocal da linha de sucção [92]. Depois de arrefecer, realiza-se a remoção da ortótese do molde e a remoção do excesso de material, dando a configuração final da ortótese (Figura 51).

Com a realização destes testes é possível o melhoramento e otimização de todo o dispositivo.

Para uma análise mais específica, tem-se como objetivo testar em pacientes com e sem patologia, e com e sem a ortótese. Para tal, durante a marcha serão recolhidas diversas filmagens da marcha dos pacientes no membro inferior, assim como será efetuado um registo fotográfico em todos os ensaios realizados. Por fim, para uma melhor análise e permitir uma melhor perceção dos resultados e funcionamento da ortótese, será realizado um breve questionário ao paciente sobre as suas limitações e a sua reação ao conforto/desconforto (vantagens/desvantagens) do uso da ortótese (Formulário Anexo II). Todos os dados recolhidos são confidenciais, e só terão acesso as pessoas envolvidas no projeto aqui reportado, e o rosto dos pacientes serão excluídos aquando das filmagens e fotografias.

- **Procedimento de ensaio**

Após a identificação do paciente, de acordo com características mais aconselháveis à realização do teste, será efetuada uma pequena análise da situação do paciente (realizada com o auxílio dos profissionais da empresa Padrão Ortopédico), onde se verificará:

- O tipo de patologia;
- O membro afetado;
- Os dados antropométricos do paciente.

Após a aquisição dos dados necessários, proceder-se-á ao fabrico da ortótese. Quando a produção da ortótese estiver concluída, dá-se o seguimento aos testes práticos, em que:

- Será pedido ao paciente para demonstrar a sua marcha sem ortótese, registada por filmagem e fotografia;
- Será colocada a ortótese no paciente;
- Será pedido ao paciente que inicie a sua marcha com a ortótese, registada por filmagem e fotografia;

normalmente, a uma análise da variação do movimento na vista lateral, anterior e posterior. Contudo, o vídeo em estudo, relativamente à vista posterior e anterior carece de informação, focando-se a análise apenas na vista lateral.

Posteriormente, com o auxílio do programa “*VideoPad Video Editor free by NCH® Software*”, obtiveram-se 37 *frames* para cada passada selecionada anteriormente, onde são representadas todas as fases do ciclo de marcha para uma passada humana.

#### 7.4.2 Utilização do *software AutoCAD*

Numa fase seguinte, as *frames* obtidas através do sequenciamento do vídeo em estudo, relativas ao movimento humano, foram processadas através da análise bidimensional, utilizando para tal, o *software AutoCAD LT® 2016*. Este *software* é uma ferramenta importante para analisar o movimento humano a partir de imagens, uma vez que, possuindo diversas ferramentas capazes de oferecerem uma grande variabilidade de utilizações, permite a marcação das posições das articulações em estudo.

- **Contorno das articulações dos membros inferiores do modelo humano**

Com o intuito de obter informações e dados relativamente às movimentações existentes na articulação da anca, joelho e tornozelo, recorreu-se ao *software AutoCAD LT® 2016* para contornar os membros inferiores do modelo humano, tendo como referência os marcadores colocados no voluntário.

Analisando as 4 passadas selecionadas separadamente, começou-se por inserir as 37 *frames*, de cada passada, no *AutoCAD* através da ferramenta *attach*, e para cada *frame* foi criada uma *layer* distinta, perfazendo um total de 37 *layers*. Posteriormente foi utilizado o comando *circle* para marcar as articulações do modelo, isto é, foram desenhados três círculos, um em cada articulação: na anca, joelho e tornozelo. Após a representação dos círculos, estes foram unidos pelo centro, utilizando o comando *pline* (Figura 55). Este procedimento foi realizado para todas as 37 *layers* de cada passada.

- **Aquisição do valor dos ângulos das articulações do membro inferior**

Através das coordenadas da parte proximal e distal das extremidades é possível determinar os ângulos das articulações, através das diferenças entre os valores obtidos

passadas com e sem ortótese ao voluntário, retirando a sequência de passos realizados, podendo verificar numa primeira fase a funcionalidade do sistema. Fazendo uma análise da passada escolhida do voluntário, foram definidas as fases de apoio (Figura 57) e de balanço (Figura 58), bem como as suas subdivisões, tomando como referência o pé direito.

### 7.5.1 Discussão e resultados dos testes preliminares

Numa primeira fase do estudo, pretendeu-se aferir o modo de funcionamento do dispositivo, ou seja, o bloqueio e desbloqueio do mesmo. De acordo com o *feedback* do voluntário, conclui-se que a ortótese bloqueia e desbloqueia sem grandes esforços, e é de fácil colocação e manipulação. A ortótese possibilitou uma marcha bastante natural ao voluntário e permitiu que se sentasse confortavelmente, obtendo-se como tempo de resposta ao bloqueio, uma média de 0,82 segundos (entre 0,73 a 0,86 segundos, aproximadamente) e para o desbloqueio uma média de 0,84 segundos (intervalos de tempo que variam entre os 0,79 e os 0,89 segundos). Estes intervalos de tempo, apesar de serem um pouco diferentes aos que foram estipulados anteriormente (0,5 segundos para o bloqueio e 1 segundo para o desbloqueio), não estão fora de contexto. Na realidade, durante a realização dos testes, o voluntário apesar de se sentir confortável com o mecanismo desta ortótese, a sua marcha foi com uma velocidade inferior comparativamente à que realiza no seu dia-a-dia, daí se ter obtido intervalos de tempo de resposta para o desbloqueio e bloqueio apenas próximos do que seria de esperar. O voluntário, com o uso da ortótese, marcha com uma velocidade, aproximadamente, de 1,22 km/h, enquanto um paciente saudável, em situações normais, tem uma marcha com uma velocidade entre 4 e 5 km/h [17,18]. Ainda assim, atendendo à marcha mais lenta, em certas passadas verificadas pelas filmagens, obteve-se um tempo de 1,6 segundos estando próximo do valor estimado inicialmente (1 passada corresponderia a 1,5 segundos). Com estes resultados é possível, nesta fase inicial, concluir que, mesmo com passadas um pouco mais demoradas na realização dos testes, o tempo de resposta com o uso da ortótese ou sem o seu uso, vai depender essencialmente da forma como se dá a colocação do pé no chão, do encurtamento ou alongamento do membro durante as passadas, do piso, do tipo de calçado, entre outros fatores, não sendo uma constante.

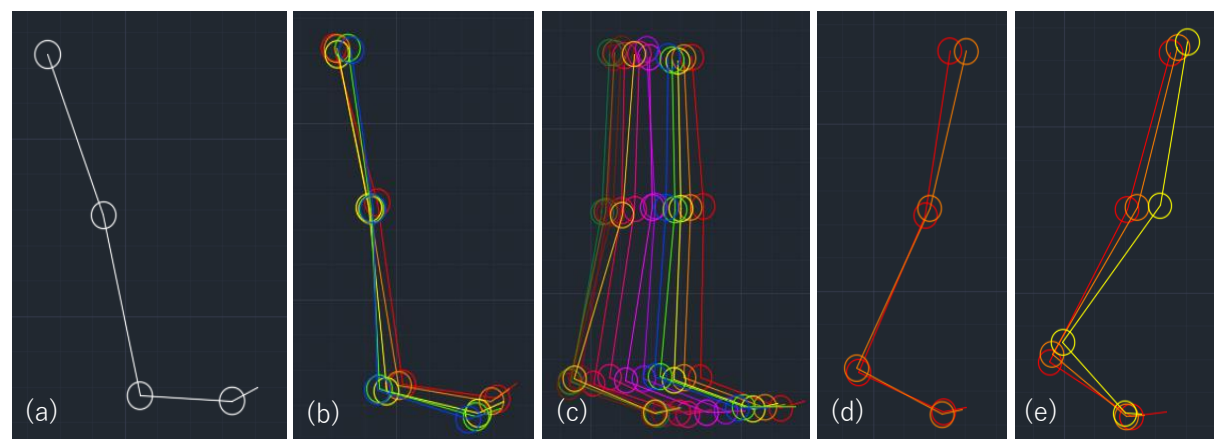
Um outro fator verificado aquando este estudo da marcha com esta ortótese corresponde ao formato do sapato calçado no pé direito onde é colocado a ortótese. Neste estudo, em ambos os pés foi calçado o mesmo sapato, não criando assim nenhum desnível da marcha. Contudo, o sapato não era o mais adequado, visto que ao colocar a bolsa no seu interior e depois a ortótese não existia estabilidade, e daí a pressão exercida sobre a bolsa ser inferior ao que se estimava. Caso o sapato fosse mais largo e com um apoio maior na zona do calcanhar, a pressão exercida sobre a bolsa seria maior e assim os tempos de resposta para o bloqueio e desbloqueio seriam mais próximos à marcha de um paciente sem patologia.

Através da Figura 59 e Figura 60, que representa o ciclo da marcha do voluntário com o uso da ortótese, obtidas através do *software AutoCAD LT® 2016*, é possível averiguar com clareza o movimento e a sua aproximação a uma marcha normal do membro inferior, nas duas fases de movimento. Na fase de apoio (Figura 59) é perceptível o bloqueio da ortótese, ou seja, existe o bloqueio do movimento relativo do êmbolo de encravamento, mantendo a articulação do joelho em extensão. No fim desta fase, na pré-oscilação, começa a ser perceptível uma pequena flexão da articulação do joelho, uma vez que o contacto do pé do voluntário com o solo deixa de ocorrer, e o êmbolo de encravamento recua para a sua posição inicial, promovendo a rotação livre da articulação do joelho.

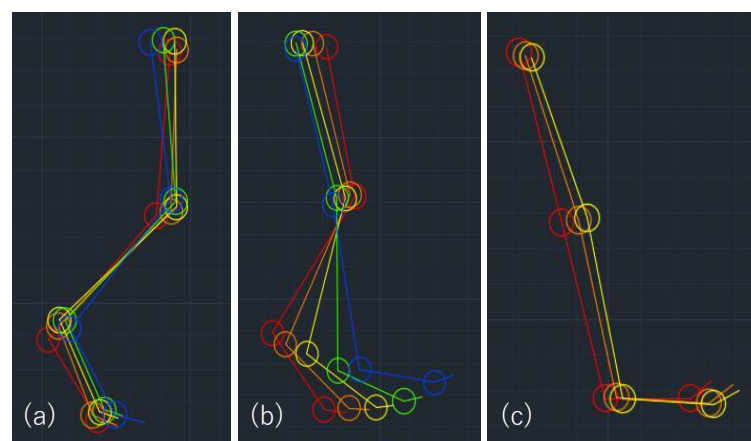
Na fase balanço (Figura 60) é perceptível o desbloqueio total da articulação, ou seja, o joelho realiza o seu movimento de flexão como previsto numa marcha normal. No final desta fase, na desaceleração, o calcanhar começa a entrar em contacto com o solo, pressionando a bolsa, e assim não permitir a rotação livre da articulação do joelho e promover a extensão deste, como é possível verificar na Figura 60c.

### 7.5.2 Discussão e resultados dos testes sistemáticos com paciente

Entre as atividades funcionais em pacientes com falência muscular nos membros inferiores, a marcha é sem dúvida a função perdida mais desejada e o maior foco de procura por reabilitação. Torna-se, então, necessário que o diagnóstico das alterações seja realizado com o máximo de precisão possível, procedendo-se à realização de testes mais específicos.



**Figura 59** - Representação das subdivisões da fase de apoio do ciclo da marcha do voluntário com a ortótese referente ao teste 1, utilizando como auxílio o *software AutoCAD LT® 2016*. (a) Contacto inicial; (b) Resposta à carga; (c) Apoio médio; (d) Final do apoio médio; (e) Pré-balanço.



**Figura 60** - Representação das subdivisões da fase de balanço do ciclo da marcha do voluntário com a ortótese referente ao teste 1, utilizando como auxílio o *software AutoCAD LT® 2016*. (a) Aceleração; (b) Balanço médio; (c) Desaceleração.

A cinemática avalia as características dos deslocamentos, velocidades e acelerações lineares e angulares. Neste caso, o interesse focou-se particularmente na avaliação dos ângulos formados entre os segmentos corporais do membro inferior e as suas correlações com o ciclo da marcha. Contudo, realizou-se também um breve estudo sobre a velocidade e a aceleração angular. A articulação da anca, do joelho e do tornozelo foram selecionadas para este estudo, uma vez que têm um papel importante da função biomecânica durante a marcha.

### **1. Ângulos das articulações do membro inferior**

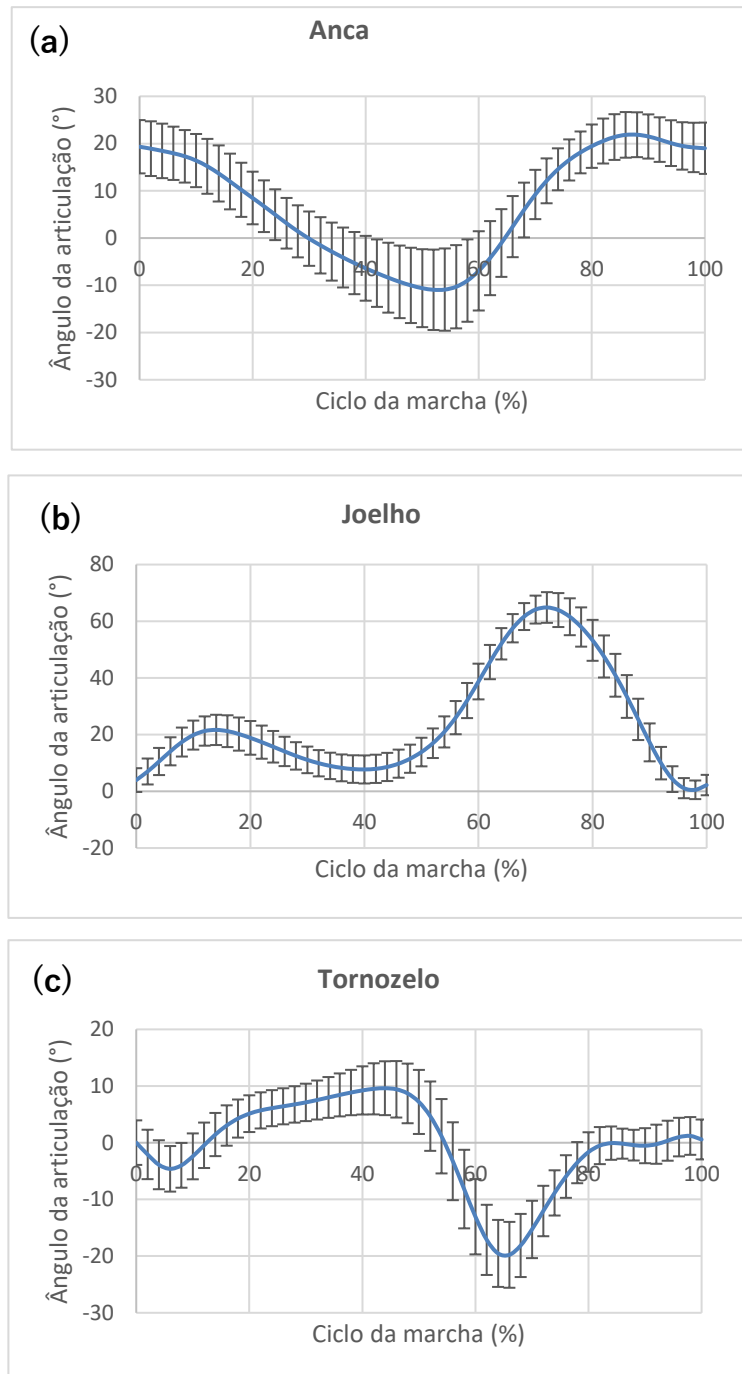
Durante o ciclo da marcha determina-se o histórico angular dos segmentos corporais, como a anca, joelho e tornozelo. Nesta secção serão estudados os valores dos ângulos das três articulações numa marcha normal e para a marcha do voluntário deste projeto.

#### **Para um indivíduo com marcha e ritmo normal**

Inicialmente, com o intuito de avaliar com maior precisão e clareza o movimento das articulações do voluntário ao longo do ciclo da marcha, descreveu-se os deslocamentos angulares das três articulações em estudo para um paciente com marcha e ritmo normal.

Numa marcha normal, de acordo com a Figura 61a, verifica-se que a anca flexiona e estende-se apenas uma vez durante o ciclo da marcha. No contacto inicial, a anca flete cerca de 20°, através da contração concêntrica dos extensores do quadril, do glúteo máximo e dos isquiotibiais. Numa fase seguinte, até atingir a parte terminal da fase de apoio (aproximadamente a 40% do ciclo de marcha), realiza um movimento de extensão, atingindo um valor próximo dos 5°. Ao longo da fase de pré-balanço (aproximadamente a 50% do ciclo de marcha) regista-se o máximo do movimento de extensão, atingindo um valor entre 10° e 20°. Na fase de balanço regista-se novamente uma flexão que atinge os cerca de 25° aproximadamente a 85% do ciclo de marcha, com a ação dos flexores da anca. Esta flexão é mantida até ao contacto inicial. Os isquiotibiais são ativos durante a última parte da fase de balanço, uma vez que agem para prevenir a hiperextensão do joelho [17].





**Figura 61** - Deslocamentos angular no plano sagital durante o ciclo da marcha da (a) anca, (b) joelho e (c) tornozelo (adaptado de [17]).

O joelho, ao longo do ciclo da marcha, apresenta dois picos de flexão, uma na fase de apoio e a outra na fase de balanço, como observado na Figura 61b. No início do ciclo da marcha, este realiza uma flexão progressiva até aproximadamente 20° ("flexão do joelho da fase de apoio"), a 10% a 20% do ciclo de marcha, aquando da resposta à carga. Isto é acompanhado pela contração excêntrica do quadríceps, para limitar a velocidade e a magnitude da flexão, permitindo a absorção do impacto, conservando energia e

transmitindo força por todo o membro inferior. Após a primeira flexão, o joelho estende-se até aproximadamente 40% do ciclo de marcha, onde se regista uma extensão máxima. Na fase de balanço, o joelho regista uma flexão com um pico máximo entre os 60° e 70° ("flexão do joelho na fase de balanço"), próximo dos 70% do ciclo da marcha, e, após atingir este valor, o joelho retorna ao movimento de extensão, atingindo a extensão máxima na fase de balanço terminal. A flexão do joelho durante a fase de balanço resulta principalmente da flexão do quadril, permitindo que o membro progrida livremente sem chocar no solo. Conforme descrito anteriormente, a perna atua como um pêndulo articulado e não é necessária contração muscular em torno do joelho [17].

Por fim, o tornozelo (Figura 61c), no contacto inicial, regista aproximadamente 0°, ou seja, encontra-se em posição neutra, havendo uma contração dos flexores dorsais. Após este contacto inicial e até cerca de 10% do ciclo da marcha, o tornozelo regista uma flexão plantar até cerca de 8°. Ao longo da restante fase de apoio, o tornozelo vai realizar um movimento de dorsiflexão até atingir cerca de 10°, quando se encontra a 50% do ciclo de marcha. Desta fase até ao início da fase de balanço, regista-se de novo a flexão plantar do movimento do tornozelo alcançando um pico máximo de 20°. Estes dois últimos movimentos são acompanhados de um aumento gradual da intensidade da contração dos flexores plantares. Em quase toda a fase de balanço, o tornozelo regista um movimento de dorsiflexão, até se observar, já na reta final do ciclo da marcha, um ligeiro movimento de flexão plantar [17].

### **Do voluntário com falência muscular no membro inferior**

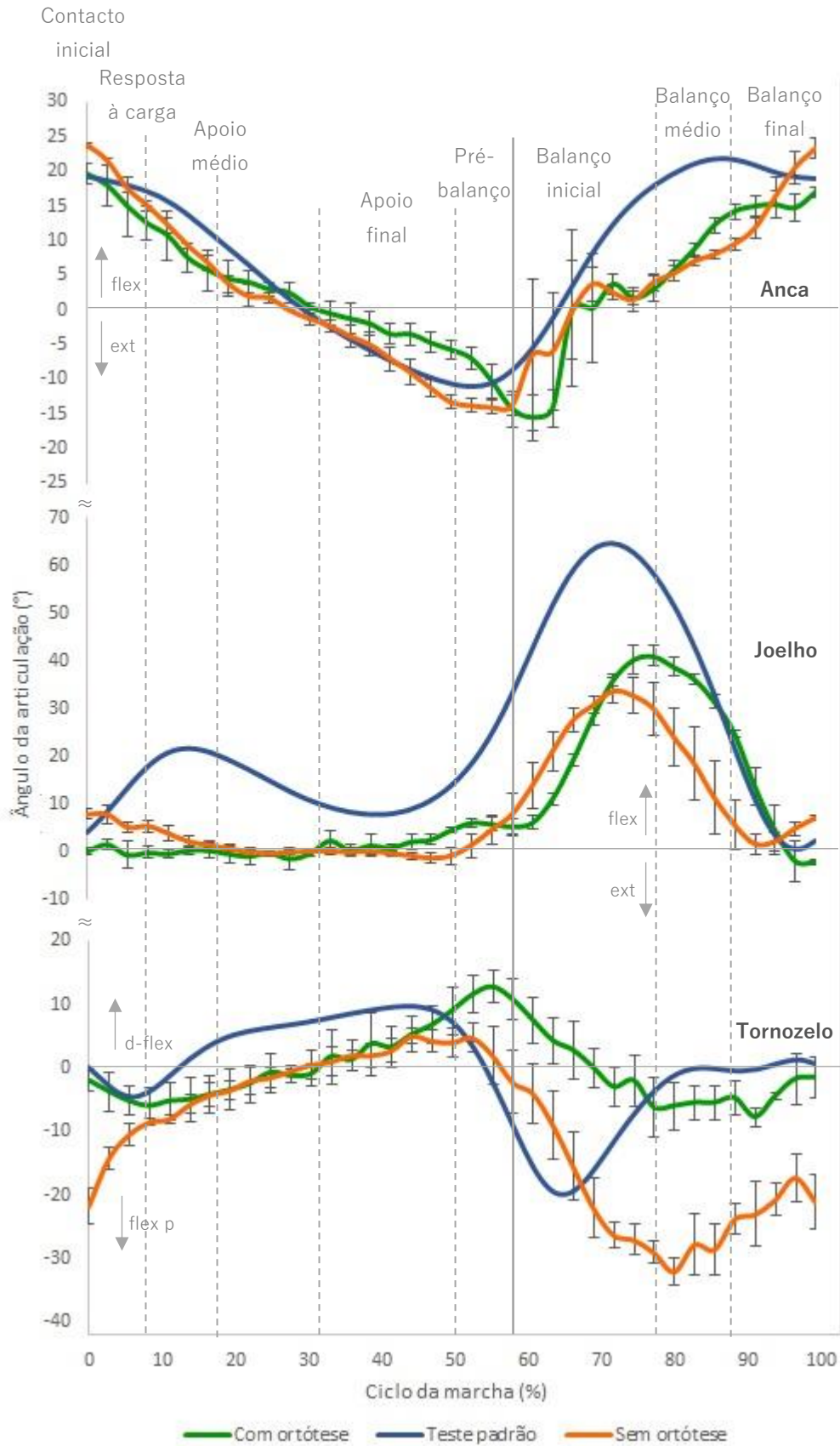
Após uma análise dos deslocamentos angulares das três articulações em estudo para um paciente com marcha e ritmo normal, procedeu-se à análise dos deslocamentos angulares relativos ao voluntário com falência muscular.

A Figura 62 mostra-nos o gráfico com os valores típicos do ângulo intersegmentar da anca, do joelho e do tornozelo no plano sagital durante o ciclo de marcha, numa marcha normal, com patologia e a correção da patologia com o uso da ortótese.

Numa primeira análise, verifica-se, que todas as curvas referentes ao movimento do membro inferior do voluntário com o uso da ortótese, tendencialmente, aproximam-se da trajetória de referência e destacam-se melhorias positivas na marcha do voluntário sempre que este usa a ortótese em análise.

Relativamente à anca, verifica-se que a anca flexiona e estende-se apenas uma vez durante o ciclo, nas três situações em análise. Apesar da marcha do voluntário com ortótese e sem ortótese tendencialmente aproximarem-se da trajetória de referência, e se registarem variações mais significativas na fase de balanço, a marcha com ortótese apresenta melhorias. No contacto inicial, é notório umas das correções que a ortótese causa no voluntário, nomeadamente na flexão da anca, onde com o uso da ortótese obtém-se uma flexão próxima da marcha de referência (20°), enquanto sem o seu uso tem-se uma flexão de cerca de 25°. Nas fases seguintes, nomeadamente na fase de pré-balanço e na fase de balanço inicial (entre os 50% e 60% do ciclo da marcha) regista-se o máximo do movimento de extensão na marcha de referência e na marcha sem o uso de ortótese, enquanto com o uso da ortótese apenas é atingido a flexão após os 60% do ciclo da marcha. Em ambos os casos, regista-se uma extensão superior ao de referência, nomeadamente de 15°. Na fase de balanço, regista-se igualmente uma flexão, com ortótese e sem ortótese, mas com valores inferiores ao padrão de referência. Apesar dos valores inferiores, é também perceptível, na fase balanço, algumas variações mais significativas, com desvios-padrão elevados, que poderão ser provenientes da doença do voluntário. Estas variações são mais acentuadas quando não existe a correção da marcha com a ortótese.

Em relação ao joelho, ao contrário do que acontece numa marcha normal, apenas se regista, na marcha sem e com ortótese, um pico de flexão em todo o ciclo. No contacto inicial, não se regista a flexão do joelho, em ambos os casos, registando-se apenas uma trajetória mais linear, sem grandes variações, rondando os 0°, quando usada a ortótese, até aproximadamente 45% do ciclo da marcha, enquanto que sem ortótese as variações são entre 0 e 10°. Na fase de balanço é notória a flexão do joelho, mas com picos máximos inferiores aos de referência. Contudo, com o uso da ortótese é obtido um pico de flexão superior comparativamente à marcha sem ortótese (atingindo, aproximadamente, os 40°), apesar de apenas ocorrer no início do balanço médio (80% do ciclo da marcha). Deste modo, conclui-se que existem melhorias ao longo de todo o ciclo da marcha quando a marcha do voluntário é corrigida com a ortótese em análise, e mesmo os próprios desvios padrões são inferiores quando comparados com os obtidos na marcha sem ortótese.



**Figura 62** - Deslocamentos angulares da anca, joelho e tornozelo, no plano sagital, durante o ciclo da marcha do voluntário, com e sem ortótese, e com os respectivos desvios-padrão, e para um indivíduo normal.

O facto de o joelho não atingir a flexão no início da fase de apoio, nem realizar a flexão suficiente para alcançar os padrões de referência no início da fase de balanço e ao longo da mesma, poderá advir da patologia do voluntário, nomeadamente poderá estar relacionada com uma fraqueza do músculo quadricípite.

Por último, no tornozelo é notório as diferenças existentes entre o uso de ortótese e sem a ortótese, existindo melhorias significativas com o seu uso, aproximando-se ao movimento do tornozelo numa marcha normal. Sem o uso da ortótese, o tornozelo segue uma trajetória distinta à de referência, com uma flexão plantar excessiva no início da fase de apoio (aproximadamente de 22°), enquanto numa marcha normal apenas se verifica uma pequena flexão plantar de cerca de 8°. Na restante fase de apoio, tal como numa marcha normal, dá-se o movimento de dorsiflexão, mas com uma pequena amplitude. Na fase de balanço, até ao fim do ciclo da marcha, sem o uso da ortótese, é registado um movimento de flexão plantar excessiva, atingindo, aproximadamente, os 30°. Com o uso da ortótese, o movimento do tornozelo, tendencialmente, aproxima-se do movimento de referência, apesar da dorsiflexão apenas se realizar aos 55% do ciclo da marcha e com maior amplitude (13°), e na fase de balanço observar-se apenas um ligeiro movimento de flexão plantar (aproximadamente 10°), não efetuando uma flexão plantar necessária para atingir os padrões de referência. Desta forma, conclui-se que com o uso da ortótese o movimento angular do tornozelo do voluntário é melhorado, aproximando-se a uma marcha normal, e mesmo os próprios desvios-padrão obtidos com o uso de ortótese são menores quando comparados sem a presença da ortótese. O facto do tornozelo, quando o voluntário usa a ortótese, não realizar, na fase balanço, uma flexão plantar mais próxima do movimento de referência, e realizar a dorsiflexão apenas no pré-balanço, pode ser justificado devido a patologia que o voluntário acarreta consigo.

Numa análise geral, obtiveram-se resultados positivos neste voluntário, onde para além de se ter confirmado o funcionamento do sistema, esta ortótese veio melhorar significativamente a sua marcha, aproximando-se, em vários aspetos, ao de um paciente sem qualquer patologia. Um aspeto importante a salientar, que poderia ter afetado estes resultados, impossibilitando melhorias em alguns aspetos, é o facto do voluntário não se ter “acostumado” ao uso desta nova ortótese por um longo período de tempo, antes da realização destes testes. Outro fator que causou um pouco de instabilidade e insegurança ao paciente foi o facto de este não se ter sentido “apoiado” pela ortótese em teste, uma vez que a sua ortótese de uso corrente o “sustentava” num dos glúteos.

## 2. Velocidades angulares das articulações do membro inferior numa marcha normal e do voluntário com falência muscular no membro inferior

A partir dos valores angulares é possível realizar-se o cálculo da velocidade angular.

Na Figura 63 estão representados os valores típicos das velocidades angulares das articulações da anca, do joelho e do tornozelo, no plano sagital, relativamente à marcha do voluntário com ortótese e à marcha de referência. Numa breve análise é possível observar-se que é no joelho onde se verificam os valores de velocidade angular mais elevados. Contudo, apesar de, tendencialmente, a velocidade angular do voluntário se aproximar dos dados de referência, estes acarretam consigo muitas variações. Estas variações podem advir dos erros na determinação dos dados inicial (ângulos das articulações), que depois se vêm a acumular nestes resultados, assim como da própria deficiência motora do voluntário, apesar da marcha já ser corrigida com a nova ortótese. Deste modo, com o intuito de colmatar estas variações para que não surjam tão pronunciadas, procedeu-se à determinação de cada uma das derivadas para cada ponto  $i$ , usando a equação (25).

$$\frac{dy}{dt}(i) = \frac{1}{3} \cdot \sum_{j=0}^2 \frac{y(i+j) - (i+j-2)}{2 \cdot \Delta t} \quad (25)$$

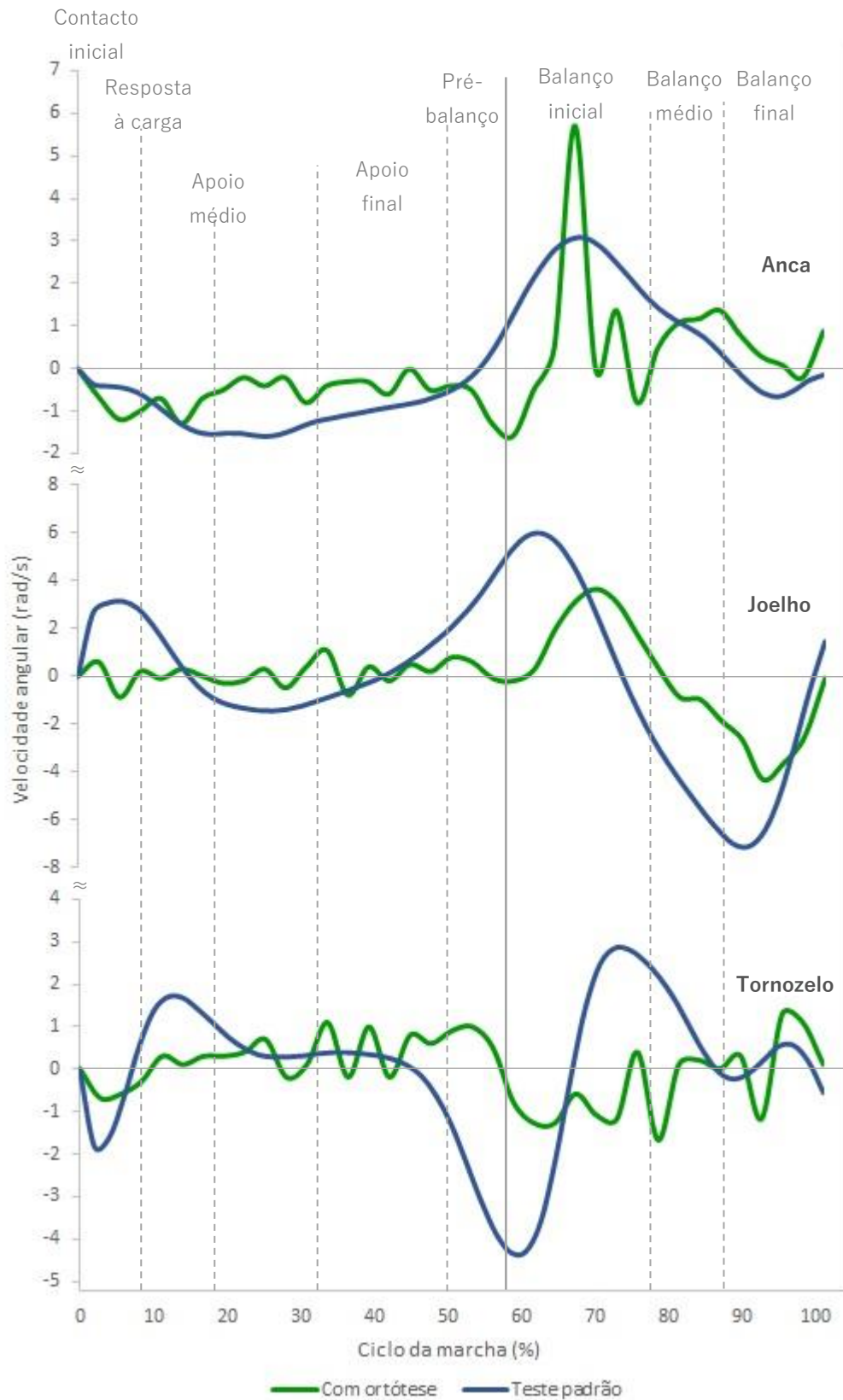
em que  $dy/dt$  é o valor da velocidade a determinar (em rad/s),  $y$  é o valor do deslocamento em cada amostra  $i$  (em rad), e  $\Delta t$  o tempo entre amostras (s).

Desenvolvendo a equação (25) tem-se que:

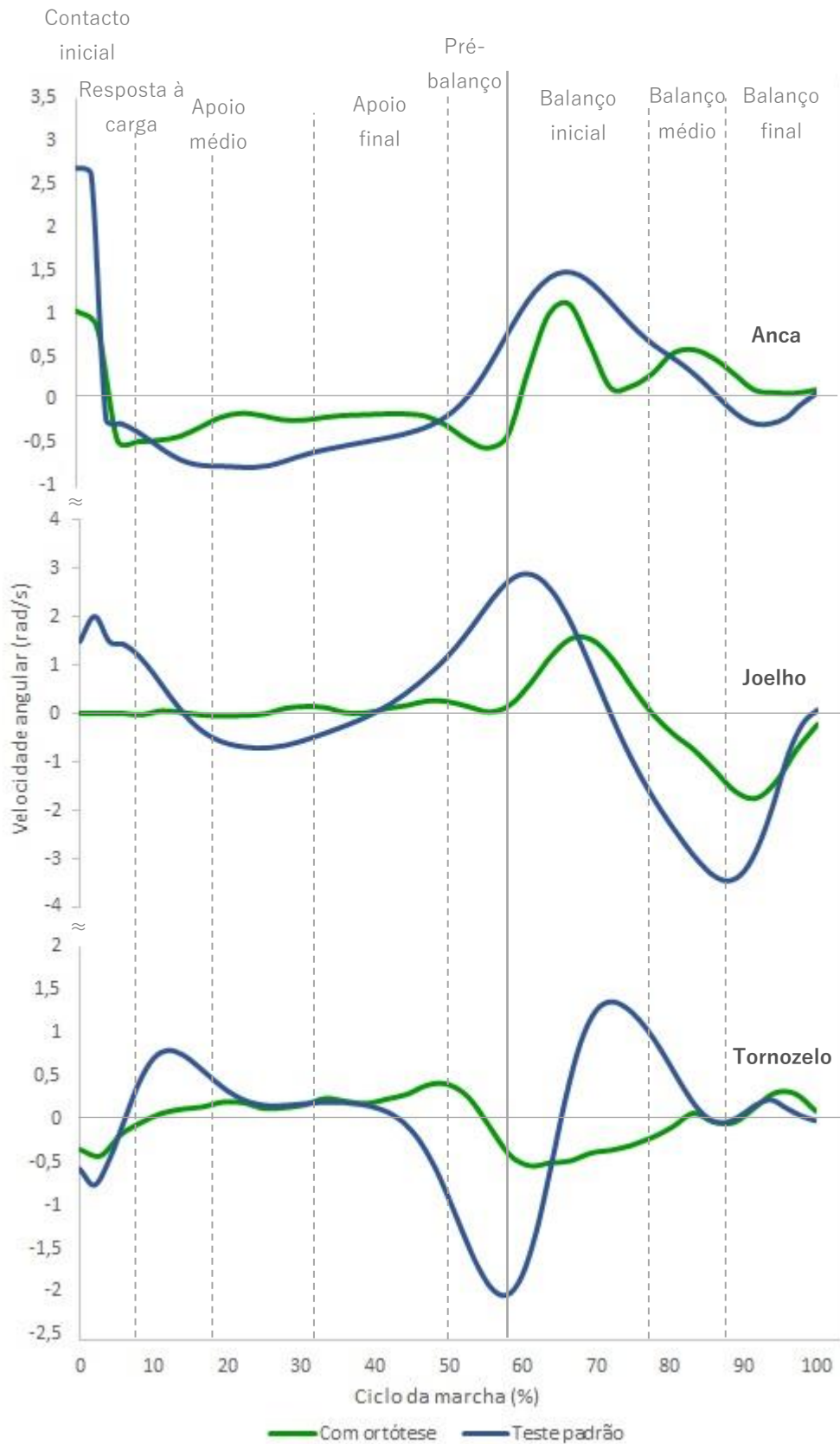
$$\frac{dy}{dt}(i) = \frac{1}{3} \times \left[ \frac{y(i+0) - y(i+0-2)}{2 \cdot \Delta t} + \frac{y(i+1) - y(i+1-2)}{2 \cdot \Delta t} + \frac{y(i+2) - y(i+2-2)}{2 \cdot \Delta t} \right]$$

$$\frac{dy}{dt}(i) = \frac{1}{3} \times \left[ \frac{yi - y(i-2)}{2 \cdot \Delta t} + \frac{y(i+1) - y(i-1)}{2 \cdot \Delta t} + \frac{y(i+2) - yi}{2 \cdot \Delta t} \right] \quad (25.1)$$

Na Figura 64 estão representados os valores das velocidades angulares, determinadas a partir do cálculo da derivada com base na equação (25.1), para as três articulações em estudo. Com este novo cálculo é perceptível um melhoramento dos resultados, com menos variações. Em todas as articulações, as velocidades angulares aproximam-se tendencialmente dos valores de referência.



**Figura 63** - Velocidades angulares da anca, joelho e tornozelo, no plano sagital, durante o ciclo da marcha do voluntário, com ortótese, e para um indivíduo normal.



**Figura 64** - Velocidade angular, determinada com base na equação (25.1), da anca, joelho e tornozelo, no plano sagital, durante o ciclo da marcha do voluntário, com ortótese, e para um indivíduo normal.



Analisando a Figura 64, é notório que o joelho, na marcha de referência, assinala valores de velocidade angular mais elevados, sendo na fase de balanço (90% do ciclo da marcha) que se verifica o pico máximo, de aproximadamente 4 rad/s. Em relação à marcha do voluntário, o joelho, apesar de ter valores de velocidade inferiores comparativamente com os de referência, segue a mesma trajetória/tendência, com exceção da fase de apoio, que, como já referenciado anteriormente, o voluntário não realiza o primeiro pico de flexão do joelho.

Ao contrário do joelho, a anca e o tornozelo registam os valores mais baixos de velocidade angular. Na anca o pico de velocidade máxima não ultrapassa os 1,5 rad/s, valor que se regista a 65% do ciclo de marcha, enquanto que no tornozelo o pico de velocidade máxima é de aproximadamente, 2 rad/s, valor que se regista a 55-60% do ciclo da marcha. Relativamente à marcha do voluntário, a velocidade angular da anca aproxima-se em todo o ciclo da marcha dos valores de referência, apresentando apenas uma variação mais significativa aos 70% do ciclo da marcha, e o pico de velocidade máxima ser um pouco baixo, não ultrapassando o 1 rad/s. No tornozelo, como já referido na análise da determinação dos ângulos da articulação, o voluntário apresenta valores que seguem os valores padrão, apesar de serem inferiores, onde o pico máximo de velocidade registada é entre os 0,5-1 rad/s.

Numa forma geral, os resultados obtidos são positivos quando comparados com os valores de referência, apresentando apenas pequenas variações que podem ser justificadas pela presença da deficiência motora que o paciente submetido ao ensaio acarreta consigo, assim como também dos próprios erros na determinação dos ângulos das articulações, que são notórios nesta análise.

### **3. Acelerações angulares das articulações do membro inferior numa marcha normal e do voluntário com falência muscular no membro inferior**

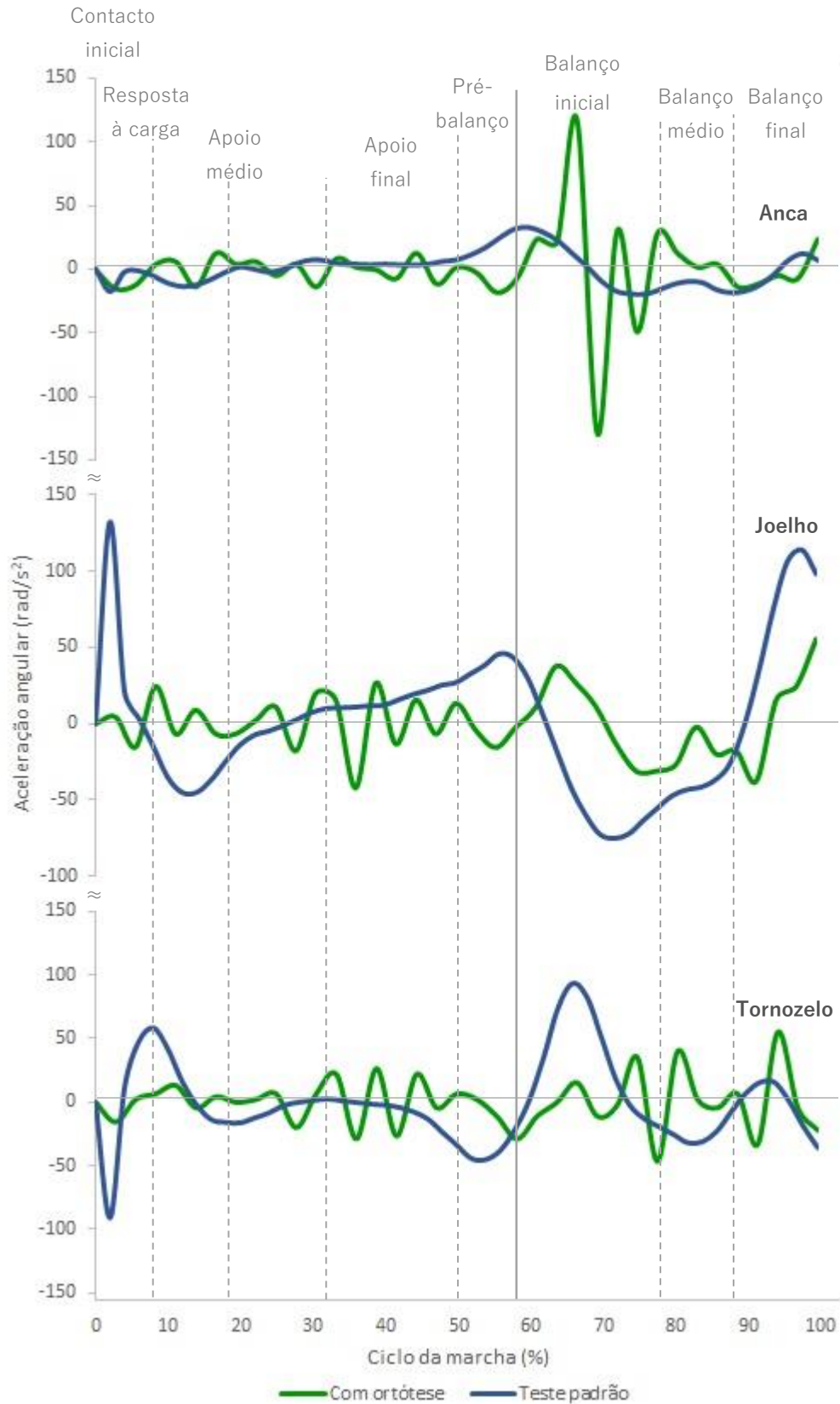
A partir dos valores das velocidades angulares é possível realizar-se o cálculo da aceleração angular.

Na Figura 65 observam-se os valores típicos das acelerações angulares das articulações da anca, do joelho e do tornozelo, no plano sagital, durante o ciclo da marcha de um paciente normal e do voluntário com deficiência motora. Numa primeira análise, os valores das acelerações angulares do voluntário aproximam-se, tendencialmente, dos valores de referência, mas apresentam muitas variações. Tal como na velocidade angular,

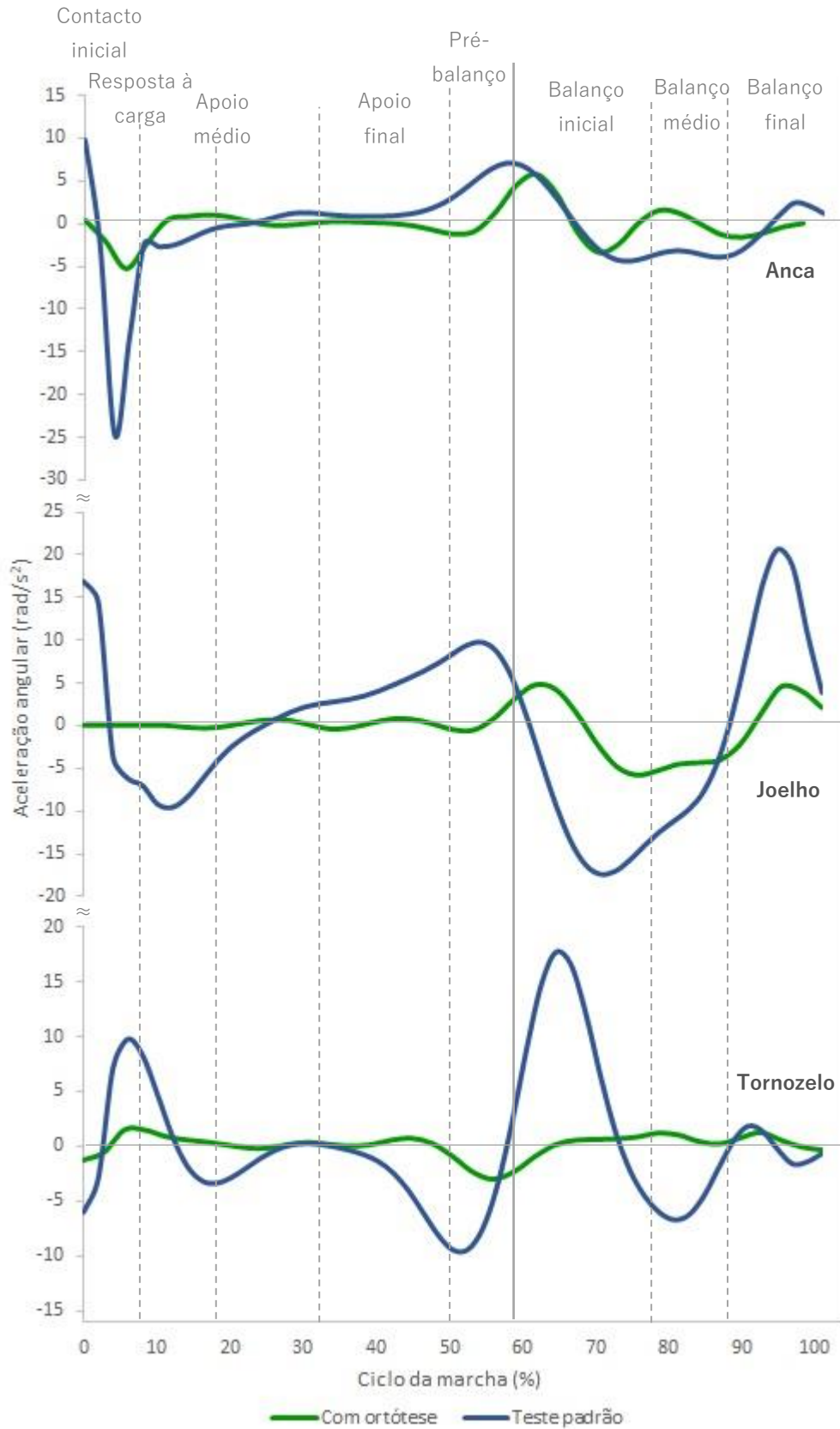
estas variações advêm da acumulação de erros desde a determinação dos ângulos das articulações, assim como da deficiência motora do voluntário. Deste modo, procedeu-se, igualmente, à determinação de cada uma das derivadas para cada ponto  $i$ , usando a equação (25). Nesta situação, o  $dy/dt$  é o valor da aceleração angular (em  $\text{rad/s}^2$ ),  $y$  é o valor da velocidade angular em cada amostra  $i$  (em  $\text{rad/s}$ ), e  $\Delta t$  o tempo entre amostras (s).

Tendo em conta os valores obtidos a partir da equação (25), ilustrados na Figura 66, verifica-se que para uma marcha normal o valor mais elevado de aceleração angular regista-se no joelho e no tornozelo com um valor de aproximadamente,  $20 \text{ rad/s}^2$ . No joelho, este valor de aceleração máxima regista-se na fase de balanço final, enquanto no tornozelo regista-se na fase balanço inicial, ou seja, quando se realiza a ascensão do pé. No início da fase de apoio, na resposta à carga (10% do ciclo da marcha) também existe um pico de aceleração de aproximadamente,  $10 \text{ rad/s}^2$ , no joelho e no tornozelo, que corresponde quando o pé está completamente assente no solo. Em relação aos valores de aceleração angular obtidos da marcha do voluntário no joelho são notórias algumas semelhanças, principalmente na fase balanço, apesar do pequeno desfasamento. Em toda a extensão da fase de apoio, a aceleração angular é aproximadamente nula ( $0 \text{ rad/s}^2$ ), uma vez que o voluntário não realiza o primeiro pico de flexão do joelho, e na fase balanço o pico máximo registado é de aproximadamente,  $5 \text{ rad/s}^2$ , um valor inferior ao registado na marcha de referência. O tornozelo apresenta valores de aceleração angular inferiores aos de referência, não ultrapassando os  $5 \text{ rad/s}^2$ , e não se regista o pico máximo de aceleração da fase de balanço inicial, devido, possivelmente, à acumulação de erros de medição na determinação de valores desde o início da análise.

Na anca, o valor de aceleração angular máxima não ultrapassa os  $25 \text{ rad/s}^2$  e regista-se no início da fase de apoio, na resposta à carga. Entre o pré-balanço e o balanço inicial também é perceptível um pico de aceleração máxima com um valor de aproximadamente,  $10 \text{ rad/s}^2$ . Relativamente à marcha do voluntário, os valores da aceleração angular da anca aproximam-se, tendencialmente, dos valores de referência, apresentando um pico máximo de aceleração de aproximadamente,  $5 \text{ rad/s}^2$ . Na fase de balanço médio é notório uma pequena variação quando comparada com os valores de referência.



**Figura 65** - Acelerações angulares da anca, joelho e tornozelo, no plano sagital, durante o ciclo da marcha do voluntário, com ortótese, e para um indivíduo normal.



**Figura 66** - Aceleração angular, com base na equação (25.1), da anca, joelho e tornozelo, no plano sagital, durante o ciclo da marcha do voluntário, com ortótese, e para um indivíduo normal.

Contudo, numa análise geral, os valores da aceleração angular nas três articulações relativas à marcha do voluntário, tendencialmente, aproximam-se do que seria esperado, apesar das pequenas variações que são registadas ao longo do ciclo da marcha. De salientar que estas variações, apesar de serem reduzidas, devem-se ao facto de o paciente submetido aos ensaios apresentar uma deficiência motora, que, mesmo com a correção da sua marcha com a nova ortótese, ainda se torna saliente, assim como o facto deste não se ter adaptado a esta ortótese, antes da realização destes testes, por um período de tempo adequado à sua ambientação.

### 7.5.3 Limitações existentes durante a realização dos testes

Um fator a ter em conta em futuros melhoramentos deste dispositivo deve ser a seleção do sapato. Uma vez que o sapato utilizado nestes testes, na zona do calcanhar, tinha um suporte baixo, a ortótese não se encaixava totalmente no seu interior, dado que a bolsa era colocada por baixo, influenciando a eficácia do sistema de bloqueio. Este inconveniente, foi sentido, essencialmente, porque havia uma certa dificuldade, pelo voluntário, em pressionar bem a bolsa, o que poderá ter levado a que ficasse com excesso de pressão na zona de saída/entrada de água.

Outro fator corresponde à quantidade de água inserida no sistema. Quando se inseria um volume “elevado” de água no sistema, criava-se uma grande pressão e o desbloqueio da ortótese era afetado, demorando muito tempo para que se desse o desbloqueio. Deste modo, este deve ser um elemento a ter em conta antes da realização dos testes.

Por fim, antes da realização de qualquer tipo de testes deveria haver uma adaptação do paciente com a nova ortótese, com o intuito de não afetar os resultados, e o próprio paciente sentir-se mais confortável e com menos receio deste novo dispositivo.



## CAPÍTULO 8 - CONCLUSÕES

Um dos mais importantes temas de estudo para melhorar a vida de um ser humano é a mobilidade. Neste sentido, o diagnóstico das alterações deve ser realizado de forma precisa, tendo em consideração o funcionamento do corpo humano, a sua complexidade e as suas necessidades, para que se trabalhe no sentido de garantir melhorias na mobilidade e estabilização do corpo, como o equilíbrio. Tendo em conta estes aspetos, é possível a conceção de produtos mais ergonómicos e mais eficientes, que possibilitam a melhoria da qualidade de vida das pessoas que acarretam consigo alguma deformação ou deficiência muscular.

Neste projeto, o objetivo principal era direcionado para a otimização do sistema de atuação, nomeadamente a melhoria da bolsa hidráulica a ser colocada no interior do sapato, e a realização de testes preliminares e clínicos num paciente com falência muscular ao nível do membro inferior.

Este sistema, inicialmente, foi desenvolvido como uma aplicação de um mecanismo óleo-hidráulico, e como tal, todos os componentes selecionados e otimizados foram selecionados com o requisito de apresentarem características compatíveis com o óleo. Contudo, na realização deste projeto, com o intuito de facilitar a realização dos testes e verificar o funcionamento e validar o dispositivo, este foi testado com água.

Na otimização da bolsa hidráulica foram surgindo alguns percalços ao longo do seu desenvolvimento, mas que com algum trabalho e estudo todos eles se resolveram. No estudo anterior foram testadas algumas bolsas, em diferentes tipos de material e formatos, mas todos eles não se adequaram ao que se pretendiam, acabando por resultar em falhas a curto e médio prazo. Deste modo, procedeu-se a otimização da bolsa hidráulica com dimensões pré-estudadas e a adaptação de um formato mais adequado ao molde do calcanhar. Inicialmente, adaptou-se uma bolsa de borracha com um tipo material adequado para o pretendido, o NBR. Contudo, o seu formato e a sua ligação ao tubo de

ligação (joelho 90°) não eram as mais indicadas, obtendo-se problemas na vulcanização a médio prazo. Apesar deste tipo de material ser o mais indicado, concebeu-se uma outra bolsa com um material diferente de borracha e com um formato diferente. A borracha utilizada neste caso foi a borracha de *neoprene* que também, como o NBR, apresenta excelentes características, como uma boa compatibilidade com o óleo e uma fácil vulcanização, permitindo conceber uma bolsa com o formato do calcanhar. Para evitar possíveis ruturas na zona de união do tubo de ligação com a bolsa, utilizou-se o mesmo tipo de material no tubo, possibilitando a união de ambos por vulcanização. Esta bolsa, ao contrário de todas as anteriores testadas, apresenta as características e formato pretendido, e uma durabilidade a longo prazo, acarretando vantagens para um bom funcionamento do sistema implementado.

Relativamente à análise teórica do dispositivo, nomeadamente na determinação das perdas de carga ao longo de todo o percurso, na descida e subida da água, obtiveram-se valores relativamente inferiores ao disponível no êmbolo e na bolsa, respetivamente. Na subida da água, a pressão disponível na bolsa é de aproximadamente, 1 bar, e como se obteve uma perda de carga/pressão total de 0,467 bar, tem-se uma margem de 0,533 bar. Na descida da água, a pressão disponível no êmbolo é de 0,0056 bar, tendo-se obtido uma perda de carga/pressão total inferior a essa pressão disponível, e, portanto, uma margem de segurança de 0,2034 bar.

Para verificar o funcionamento de um produto/dispositivo novo, este deverá ser testado, e por este motivo, um dos objetivos mais importantes deste projeto foi a realização de testes com a ortótese em pacientes com falência ao nível do membro inferior. Nos projetos anteriores, a realização de testes com pacientes não foi possível, dificultando a validação do novo conceito de ortótese. Neste projeto, através de diversos contactos, conseguiu-se arranjar um voluntário com deficiência muscular no membro inferior direito derivado a um surto de pólio na sua infância, e como tal desenvolveu-se uma ortótese com as suas medidas, adaptando o dispositivo de bloqueio e desbloqueio a esta nova ortótese. Após a realização de todos os testes foi possível verificar a funcionalidade do sistema e o próprio *feedback* do voluntário foi bastante positivo, sentindo-se confortável com a mesma. Inicialmente, a ortótese não bloqueava bem, nem desbloqueava, tanto devido a um excesso de água no sistema, como o facto do sapato não ser o mais apropriado, não ficando o pé bem apoiado sobre a bolsa. Contudo, numa análise geral dos resultados das filmagens foi perceptível o bloqueio, durante a fase de apoio, e o desbloqueio da ortótese,



na fase de balanço, com a apresentação de uma marcha bastante normal. Os tempos de resposta de bloqueio e desbloqueio obtidos foram congruentes, sendo estes próximos dos previstos teoricamente (0,5 segundos para bloquear e 1 segundo para desbloquear), apesar da velocidade de marcha do voluntário ter sido efetuada a ritmo inferior ao que habitualmente tem no seu dia-a-dia. Como resultados do estudo prático obteve-se uma média do tempo de bloqueio de, aproximadamente, 0,822 segundos e no desbloqueio de, aproximadamente, 0,839 segundos. Numa análise mais específica, obtiveram-se os ângulos das articulações da anca, do joelho e do tornozelo ao longo do ciclo da marcha, a partir das filmagens, para poder compará-los com os valores padrões. Destes resultados, obtiveram-se curvas que, tendencialmente, se aproximam das curvas padrão, assim como uma melhoria significativa da marcha do voluntário com o uso da ortótese. Os valores das velocidades e acelerações angulares também se aproximaram dos valores esperados (valores de referência), nas três articulações em estudo. Existem alguns aspetos que diferem de uma marcha normal, mesmo com a correção da ortótese que poderão ser justificados pela deficiência motora que o voluntário apresenta.

Esta ortótese, com aplicação do mecanismo e bloqueio e desbloqueio, obteve resultados positivos, provando que resolverá a anomalia da marcha em pacientes com problemas ao nível do membro inferior, como falência muscular, o que reverterá numa continuidade do projeto com alcance ainda mais positivo, como testar em pacientes com diferentes tipos de patologias.

## **Sugestão e perspetiva de trabalhos futuros**

Para futuros desenvolvimentos do dispositivo, são propostos alguns pontos interessantes para o seu melhoramento.

Uma das propostas trata-se do estudo e seleção de um novo material para a bolsa e para o tubo de ligação, mantendo-se o formato conseguido neste estudo, porque devido à pressão que é exercida, o tubo de *neoprene* e a bolsa têm a tendência a se dilatarem um pouco dado a sua elasticidade.

Outra ideia recai sobre a otimização do sistema de encravamento, mais a nível estético, onde é pretendido reduzir as suas dimensões, quer no seu diâmetro como no comprimento. Este aspeto é importante porque, normalmente, as ortóteses são colocadas em contacto com a pele e caso os pacientes necessitem de colocar uma peça de roupa

por cima, as suas dimensões têm de ser pequenas para tornar o seu uso discreto. A otimização do volume necessário ao bloqueio da ortótese também deverá ser estudada, onde o ideal seria não existir o curso, em que a ortótese, nas fases de marcha corretas, bloquearia e desbloquearia automaticamente.

Um estudo do tipo de calçado será relevante, uma vez que na prática verificou-se que o tipo de sapato usado não foi o mais indicado, não se obtendo uma maior pressão adequada na bolsa. Contudo, é importante que este dispositivo se adapte aos sapatos que os pacientes usam diariamente e, para tal, a forma mais indicada seria otimizar o sistema de atuação de forma a adaptar-se a qualquer tipo de sapato.

Apesar de se ter conseguido realizar os testes com um paciente, na presença de uma falência muscular ao nível do membro inferior, deve-se dar seguimento a estes mesmos testes, com várias pessoas e com diferentes tipos de patologias, de forma a validar com maior precisão o sistema e permitir a otimização de alguns componentes. Um aspeto essencial a ter em conta será existir uma acomodação do paciente à nova ortótese por um período de tempo adequado à sua ambientação, antes de se iniciarem os testes. Na realização dos testes, deverão ser avaliados mais componentes, não estudando apenas os parâmetros cinemáticos (como os deslocamentos, velocidades e acelerações angulares das articulações relevantes para o estudo), mas também os parâmetros cinéticos. Estes parâmetros são importantes para enriquecer o estudo e perceber melhor a eficácia da ortótese em estudo.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] **Moore, K.L., Dalley, A.F., Agur, A.M.R.** Clinically oriented anatomy, *Editora Guanabara Koogan*, vol. 53. 2001.
- [2] **Pina, E.** Anatomia humana da locomoção. *Lidel*, 3ª Edição. 1999.
- [3] **Moura, B.** Projeto e desenvolvimento de estribo para calçado ortopédico. *Tese de mestrado de Engenharia Mecânica. Universidade do Minho. Guimarães*. 2011.
- [4] **Dollar, A. M., Herr, H.** Active Orthoses for the Lower-Limbs: Challenges and State of the Art. *Proc. 2007 IEEE 10th International Conference Rehabilitation. Robot.* (1), 968–977. 2007.
- [5] **Costa, N., Bezdicek, M., Brown, M., Gray, J., Caldwell, D., Hutchins S.** Joint motion control of a powered lower limb orthosis for rehabilitation. *IEEE Int. J. Autom. Comput.* (3), 271–281. 2006.
- [6] **Seeley, R., Stephens, T.D., Tate, P.** Anatomia e Fisiologia (Anatomy & Phisiology), *McGraw-Hill Companies*. 2003.
- [7] **Saladin, K.S., Sullivan, S.J., Gan C.** Human Anatomy (2<sup>nd</sup> ed), *McGraw-Hill*. 2016.
- [8] **Hulme, K. F., Mendel, F. C., Chugh, K. P.** Development of a Computational Toolkit for Biomechanical Analysis and Simulation: The Vertebrate Analyzer. *Proceedings of the 16th International Conference on Computer Applications in Industry and Engineering*. 2003.
- [9] **Pandy, M. G.** Computer modeling and simulation of human movement. *Annu. Review Biomedical Engineering*. 1(3), 245–273. 2001.
- [10] **Moraes, R., Mauerberg, E.** Relação entre percepção e ação durante os movimentos de sentar e levantar em indivíduos idosos. *Psicol. Teor. e Pesqui.* 2(26), 253–264. 2010.
- [11] **Perry, J.** Gait Analysis: Normal and Pathological Function. vol. 12. 1992.
- [12] **Vaughan, C. L., Davis, B. L., Christopher, L., O. J.** Dynamics of human gait. *Cape Town: Kiboho Publishers*. 3(26). 2005.
- [13] **Levangie, P. K., Norkin, C. C.** Joint Structure and Function: A Comprehensive Analysis. *F. A. Davis Co.* pp 393–436. 2005.
- [14] **Silva, M.** Da Ideia ao Mercado: Conceção e Produção de Ortóteses para Membro Inferior. *Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto*. 2014.
- [15] **Sousa, A., Tavares, J. M.** A marcha humana: uma abordagem biomecânica. *1st ICH Gaia-Porto /ESTSP-IPP*. 2010.
- [16] **Hammil, K., Joseph, M.** Bases biomecânicas do movimento humano. *Manole Ltda*. 2010.

- [17] **Winter, D. A.** Biomechanics and Motor Control of Human Movement. *Fourth Edition. University of Waterloo. Waterloo, Ontario, Canada. John Wiley & Sons, Inc.* 2009.
- [18] **Saunders, M., Inman, T., Heberhart, D.** The major determinant in normal and pathological gait. *The Journal of Bone and Joint Surgery.* 3(35), 543–558. 1953.
- [19] **Gard, S. A., Miff, S. C., Kuo, A. D.** Comparison of kinematic and kinetic methods for computing the vertical motion of the body center of mass during walking, *Human Movement Science.* 6(22), 597–610. 2004.
- [20] Os determinantes da marcha. [Online]. Available: <http://fisioterapiahumberto.blogspot.pt/2010/02/os-determinantes-da-marcha.html>. [Accessed: 23-Nov-2016].
- [21] **Cavagna, G., Margaria, R.** Mechanics of walking. *Appl. Physiol.* 1(21), 271–278. 1966.
- [22] **Medved, V.** Measurement of human locomotion. *London: CRC Press.* 2(54). 2001.
- [23] **Kuo, A.** Energetic Consequences of Walkin Like an Inverted Pendulum: Step to step Transitions- *Exerc. Sport. Sci. Rev.* 33(2), 88–97. 2005.
- [24] **Whittle, M.** Clinical gait analysis: A review. *Human Movement Science.* 3(15), 369–387. 1996.
- [25] **Waters, R. L., Mulroy, S.** The energy expenditure of normal and pathologic gait (ABS). *Gait Posture.* 3(9), 207–231. 1999.
- [26] **Flores, P.** Introdução à Formulação de Sistemas de Corpos Múltiplos em Biomecânica. *Publicações internas da Escola de Engenharia da Universidade do Minho (MIEMEC). Departamento de Engenharia Mecânica.* 2006.
- [27] **Sousa, A.** Análise de marcha baseada numa correlação multifatorial. *Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto (FEUP).* 2008.
- [28] **Al Hasan, S., Hoque, M. Z.** Lower limb orthoses: A review, *Journal of Chittagong Medical College Teachers' Association.* 19(1), 33–36. 2008.
- [29] **Watts, P., Knight, L., Charlton, P.** Lower Limb Orthoses in Rehabilitation of a Neurologically Impaired Patient: Case report. *Physiotherapy.* 89(6), 359–364. 2003.
- [30] SPMFR. Doenças Neurológicas. [Online]. Available: <http://www.spmfr.org/doencas-comuns-em-fisiatria/patologias-comuns/>. [Accessed: 19-Dec-2016].
- [31] **Ismail, S., Harun, M. N., Omar, A. H.** Functional Electrical Stimulation for Foot Drop Injury Based on the Arm Swing Motion. *Procedia Manufacturing.* (2), 490–494. 2015.
- [32] MedicinaNet. Traumatismo Raquimedular. [Online]. Available: [http://www.medicinanet.com.br/conteudos/revisoes/2266/traumatismo\\_raquimedular.htm](http://www.medicinanet.com.br/conteudos/revisoes/2266/traumatismo_raquimedular.htm). [Accessed: 19-Dec-2016].
- [33] **Ferreira, W., Sousa J.** Microbiologia. *Lidel, Lisboa.* 2002.

- [34] **Gourdville, E., Featherstone, D.** The Polio Lab Network. *World Healthy Organization*. 3(9). 2003.
- [35] Organization for Standardization. External limb prostheses and external orthoses — Requirements and test methods. [Online]. Available: <https://www.iso.org/obp/ui/#iso:std:iso:22523:ed-1:v1:en>. [Accessed: 28-Dec-2016].
- [36] **Tian, F., Hefzy, M. S., Elahinia, M.** State of the Art Review of Knee–Ankle–Foot Orthoses. *Annu. Biomedical Engineering*. 2(43), 427–441. 2015.
- [37] **Hobson, D.** An Introduction to Rehabilitation Engineering. *Taylor Fr. Gr.* 2000.
- [38] **Moreira, P., Ramôa, P., Silva, L. F., Flores, P.** On the biomechanical design of stance control knee ankle foot orthosis (SCKAFO). *CT2M/DSM Department of Mechanical Engineering and Department of Industrial Electronics. University of Minho. Campus de Azurém, 4800-058 Guimarães. Portugal*. 2011.
- [39] **Branco, P. S.** Temas de Reabilitação: Ortóteses e outras ajudas técnicas. 2008.
- [40] **Irby, S. E., Kaufman, K. R.** Electromechanical joint control device with wrap spring clutch. U. S. Patent No. 6834752 B2. 2004.
- [41] **Yakimovich, T., Lemaire, E., Kofman, J.** Articulating joint. U. S. Patent No. 7410472 B2. 2008.
- [42] **Lemaire, E., Yakimovich, T., Kofman, J., Goudreau, L.** Hydraulic articulating joint. W. O. Patent No. 015473 A1. 2009.
- [43] **Weinberg, B., Nikitzuk, J., Mavroidis, C.** Electro-rheological fluid brake and actuator devices and orthotic devices using the same. U. S. Patent No. 81423370 B2. 2012.
- [44] **Schofield, J. S.** Knee ankle foot orthosis. U. S. Patent No. 0245524 A1. 2013.
- [45] **Kim Y. H., Hwang, S. J., Son, J. S., KIM, J. Y., Park, S. W., Ryu, J. S., Lee, M. H.** Active robotic gait-training system and method. U. S. Patent No. 0094345 A1. 2014.
- [46] **Dollar, A., Ghahfarokhi, S.** Friction-Based Orthotic Impedance Modulation Device. U. S. Patent No. 0276304 A1. 2014.
- [47] **FONT, L. J. M., CLOS, C. D.** Drive device for active orthosis. W. O. Patent No. 034755 A1. 2016.
- [48] **Moreira, N. M.** Projeto e Desenvolvimento de uma Ortótese para Membros Inferiores. *Universidade do Minho. Guimarães*. 2007.
- [49] **Fatone, S.** A review of the literature pertaining to KAFOs and HKAFOs for ambulation. *JournalProsthetics Orthotics*. (18), 137–168. 2006.
- [50] Fabrication, B. C. Metal and Leather KAFO. [Online]. Available: <http://www.beckerorthopedic.com/AffiliatedCompanies/Oregon/ProductPages/Metalandleatherkafo.html>. [Accessed: 18-Jan-2017].
- [51] M. O. & Prosthetics. KAFO (Knee Ankle Foot). 2012. [Online]. Available: <http://www.mccleveop.com/orthotics/kafo-knee-and-ankle-foot-orthosis/>. [Accessed: 18-Jan-2017].

- [52] Academy American of Orthotists & Prothetists. Knee-Ankle-Foot Orthoses for Ambulation. [Online]. Available: [http://www.oandp.org/olc/lessons/html/ssc\\_07/section\\_5d.asp?frmcoursesectionid=67da1000-e61f-48f4-a61f-b3b71af8cd11](http://www.oandp.org/olc/lessons/html/ssc_07/section_5d.asp?frmcoursesectionid=67da1000-e61f-48f4-a61f-b3b71af8cd11). [Accessed: 04-Jan-2017].
- [53] C. O. & Prosthetics. Knee Ankle Foot Orthotics. 2015. [Online]. Available: <http://www.collieroandp.com/collier-kafo-orthotics/>. [Accessed: 18-Jan-2017].
- [54] Group, P. Components for FCP carbon fiber orthoses. 2012. [Online]. Available: <http://orthopaedics.proteor.com/family,1263-components-for-fcp-carbon-fiber-orthoses.php>. [Accessed: 18-Jan-2017].
- [55] **Santos, I. C. T., Gazelle, G. S., Rocha, L. A., Tavares, J. M. R. S.** Desenvolvimento De Dispositivos Médicos: Vantagens De Uma Metodologia Dedicada. *Cibim, Porto*. 10, p. 6. 2011.
- [56] **Who, P.** MEDICAL DEVICES: Managing the mismatch: an outcome of the priority medical devices project. pp. 1–36, 2010.
- [57] **Infarmed.** Decreto-Lei no 145/2009, de 17 de Junho. *Legis. Farm. Compil.* 2009.
- [58] **Alves, E.** Investigação clínica em dispositivos médicos. *Rev. Port. Cir.* 24(2), 65–68. 2013.
- [59] Infarmed. Classificação e Fronteiras. [Online]. Available: <http://www.infarmed.pt/web/infarmed/entidades/dispositivos-medicos/classificacao-e-fronteiras>. [Accessed: 07-Dec-2016].
- [60] INPI. Patente/Modelo de Utilidade - O que é?. [Online]. Available: <http://www.marcasepatentes.pt/index.php?section=87>. [Accessed: 06-Dec-2016].
- [61] SGS. 93/42/CEE - DIRETIVA PARA DISPOSITIVOS MÉDICOS, MARCAÇÃO CE. [Online]. Available: <http://www.sgs.pt/pt-pt/Life-Sciences/Medical-Devices/Audit-Certification-and-Verification/Certification/93-42-EEC-Medical-Devices-Directive-CE-Marking-for-Europe.aspx>. [Accessed: 09-Dec-2016].
- [62] Infarmed. Colocação no mercado. [Online]. Available: <http://www.infarmed.pt/web/infarmed/entidades/dispositivos-medicos/colocacao-no-mercado>. [Accessed: 07-Dec-2016].
- [63] Infarmed. Autoridade de designação. [Online]. Available: <http://www.infarmed.pt/web/infarmed/entidades/dispositivos-medicos/autoridade-designacao>. [Accessed: 07-Dec-2016].
- [64] Comissão Europeia. CE marking. [Online]. Available: <http://ec.europa.eu/growth/single-market/ce-marking/>. [Accessed: 07-Dec-2016].
- [65] Infarmed. Avaliação da Conformidade. [Online]. Available: <http://www.infarmed.pt/web/infarmed/entidades/dispositivos-medicos/avaliacao-da-conformidade>. [Accessed: 07-Dec-2016].

- [66] Ipq. Sistema de Gestão da Qualidade. [Online]. Available: <http://www1.ipq.pt/pt/ipq/sgq/Paginas/SGQ.aspx>. [Accessed: 07-Dec-2016].
- [67] APCER. ISO 13485 Medical devices – Quality management systems – Requirements for regulatory purposes. [Online]. Available: <http://www.apcergroup.com/portugal/index.php/pt/certificacao/41/iso-13485>. [Accessed: 13-Dec-2016].
- [68] SGS. ISO 13485:2003. [Online]. Available: <http://www.sgs.pt/pt-PT/Life-Sciences/Medical-Devices/Audit-Certification-and-Verification/Certification/ISO-13485-2003.aspx>. [Accessed: 13-Dec-2016].
- [69] **Smith, D.** Reabilitação Neurológica. *4ª edição*. pp. 608–626. 2004.
- [70] **Gomes, K. M.** Brainstorming , Adaptada Ao Processo De Criação Em Moda. *1st International fashion and design congress*. 2010.
- [71] **Silva, L. F.** Projeto de Dispositivos Médicos E Reabilitação. *Publicações internas da Escola de Engenharia da Universidade do Minho (MIEBiom). Departamento de Engenharia Mecânica*. 2015/2016.
- [72] **Marinho, M. C.** Desenvolvimento e otimização de um novo conceito para uma ortótese para membros inferiores. *Tese de mestrado de Engenharia Biomédica. Universidade do Minho. Guimarães*. 2013.
- [73] 316/316L Stainless steel data sheet. *AK Steel Corporation*. 2007.
- [74] **SmithMetal**. Bronze Alloy - Technical Datasheet. 2017.
- [75] APÊNDICE – C – Propriedades Mecânicas de alguns materiais. [Online]. Available: <http://www.uff.br/petmec/downloads/resmat/W - Apendice C Materiais.pdf>. [Accessed: 03-Oct-2017].
- [76] MECCANICA, C. Aluminum 7075-T6; 7075-T651. [Online]. Available: <http://www.crpmeccanica.com/PDF/aluminium-7075-t6-7075-t651.pdf>. [Accessed: 30-Jan-2017].
- [77] Efunda. AA 7075. [Online]. Available: [http://www.efunda.com/Materials/alloys/aluminum/show\\_aluminum.cfm?ID=AA\\_7075&show\\_prop=all&Page\\_Title=AA 7075](http://www.efunda.com/Materials/alloys/aluminum/show_aluminum.cfm?ID=AA_7075&show_prop=all&Page_Title=AA 7075). [Accessed: 30-Jan-2017].
- [78] **Hipermetal**, Teflon. *Hipermetal*, pp. 1–3.
- [79] Hampshire, W. Typical properties of PTFE. *IAPD*. pp. 9–11, 2011.
- [80] Plastics, B. Polypropylene Specifications. [Online]. Available: [http://www.boedeker.com/polyp\\_p.htm](http://www.boedeker.com/polyp_p.htm). [Accessed: 11-Jul-2017].
- [81] Gomes, M. Borracha Nitrilica (NBR). *Rubberpedia*. [Online]. Available: <http://www.rubberpedia.com/borrachas/borracha-nitrilica.php>. [Accessed: 26-Jan-2017].
- [82] CTB. Borracha de Acrilonitrilo Butadieno ou Borracha Nitrilica (NBR). [Online]. Available: [http://ctborracha.com/?page\\_id=4355](http://ctborracha.com/?page_id=4355). [Accessed: 27-Jan-2017].

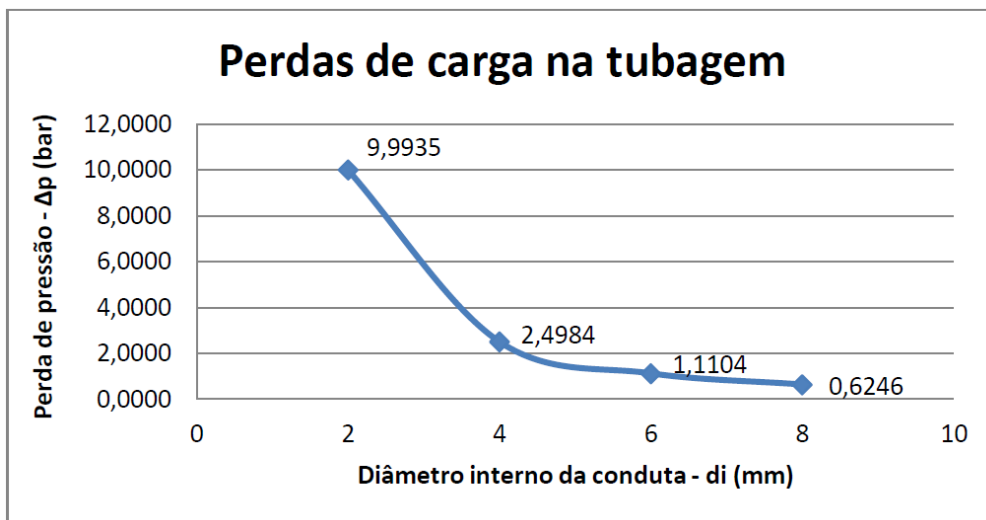
- [83] Gomes, M. Borracha de Policloropreno (CR). *Rubberpedia*. [Online]. Available: <http://www.rubberpedia.com/borrachas/borracha-policloropreno.php>. [Accessed: 15-Mar-2017].
- [84] Chloroprene Rubber (CR, Neoprene). [Online]. Available: <http://www.makeitfrom.com/material-properties/Chloroprene-Rubber-CR-Neoprene>. [Accessed: 15-Mar-2017].
- [85] **Robinson**. Polychloroprene. pp. 1–3, 2005.
- [86] **Silva, L. F.** Componentes Mecânicos. Capítulo 4 – Lubrificação e Lubrificantes. *Publicações internas da Escola de Engenharia da Universidade do Minho (MIEBiom). Departamento de Engenharia Mecânica*. 2015/2016.
- [87] Empresa Husqvarna. Ficha de dados de segurança do material. [Online]. Available: <http://www.husqvarna.com/pt/>. [Accessed: 09-May-2017].
- [88] Efunda. Distilled Water. [Online]. Available: [http://www.efunda.com/materials/common\\_matl/show\\_liquid.cfm?MatlName=WaterDistilled4C](http://www.efunda.com/materials/common_matl/show_liquid.cfm?MatlName=WaterDistilled4C). [Accessed: 14-Sep-2017].
- [89] **Silva, J. C. L. F.** Ar comprimido e óleo – hidráulicos, Aplicações gerais. *Ministério da Educação. Universidade do Minho*. 1985.
- [90] Kudela, H. Hydraulic losses in pipes. [Online]. Available: [http://fluid.itcmp.pwr.wroc.pl/~znmp/dydaktyka/fundam\\_FM/Lecture11\\_12.pdf](http://fluid.itcmp.pwr.wroc.pl/~znmp/dydaktyka/fundam_FM/Lecture11_12.pdf). [Accessed: 15-Sep-2017]
- [91] Cálculo da perda de energia mecânica por atrito em acessórios. Aula 07:23/03/2012. TA 631 - Operações Unitárias I. [Online]. Available: [www.unicamp.br/fea/ortega/aulas/aula07\\_perdaLocalizada.ppt%0AEmcache%0ASemelhante%0A](http://www.unicamp.br/fea/ortega/aulas/aula07_perdaLocalizada.ppt%0AEmcache%0ASemelhante%0A). [Accessed: 26-Oct-2017].
- [92] **Ministério da saúde**. Confeção e manutenção de ortóteses, próteses e meios auxiliares de locomoção. *Secretaria de Gestão do Trabalho e da Educação na Saúde, Departamento de Gestão da Educação na Saúde*. p 224. 2013.



ANEXO I – CÁLCULOS EFETUADOS

## 1. Seleção do diâmetro do tubo de ligação

A escolha do diâmetro do tubo é uma característica importante para a rapidez de resposta no encravamento e descravamento do sistema mecânico de bloqueio da ortótese. Através do gráfico da Figura 67, é possível analisar as perdas que ocorrem ao longo de uma tubagem linear, calculadas a partir das equações (2) – (6) e com o valor da velocidade real, obtida na equação (9), em relação aos diferentes diâmetros de tubo [72].



**Figura 67** - Gráfico relativo às perdas de carga na tubagem (adaptado de [72]).

Na análise do gráfico da Figura 67 verifica-se que as menores perdas de carga na tubagem ocorrem para o diâmetro interno de 8 mm, contudo isso significa que o tubo teria de ter um diâmetro externo de 10 mm, o que seria exorbitante, demasiado grosseiro e antiestético para o pretendido. Portanto, o diâmetro melhor é o tubo com um diâmetro interno de 6 mm.

## 2. Cálculo das perdas de carga

### 2.1 Pressão num ponto do circuito (Equação 1)

Situação Real

$$\begin{aligned}
 p_T &= K_e \cdot \frac{1}{2} \cdot \rho \cdot v^2 \cdot 10^{-5} + p + \rho \cdot g \cdot h \cdot 10^{-5} = \\
 &= 0,566 \times \frac{1}{2} \times 999 \times 0,566^2 \times 10^{-5} + 1 + 999 \times 9,8 \times 0,65 \times 10^{-5} = \\
 &= 9,057 \times 10^{-4} + 1 + 0,0636 \approx 1,065 \text{ bar}
 \end{aligned}$$

Situação Limite

Regime laminar

$$\begin{aligned}
 p_T &= K_e \cdot \frac{1}{2} \cdot \rho \cdot v^2 \cdot 10^{-5} + p + \rho \cdot g \cdot h \cdot 10^{-5} = \\
 &= 2 \times \frac{1}{2} \times 999 \times 2^2 \times 10^{-5} + 1 + 999 \times 9,8 \times 0,65 \times 10^{-5} = \\
 &= 0,04 + 1 + 0,0636 \approx 1,104 \text{ bar}
 \end{aligned}$$

Regime turbulento

$$\begin{aligned}
 p_T &= K_e \cdot \frac{1}{2} \cdot \rho \cdot v^2 \cdot 10^{-5} + p + \rho \cdot g \cdot h \cdot 10^{-5} = \\
 &= 1 \times \frac{1}{2} \times 999 \times 1^2 \times 10^{-5} + 1 + 999 \times 9,8 \times 0,65 \times 10^{-5} = \\
 &= 0,005 + 1 + 0,0636 \approx 1,069 \text{ bar}
 \end{aligned}$$

## 2.2 Perdas de carga na tubagem

- **Subida da água:**

Viscosidade dinâmica (Equação 5)

$$\vartheta = \frac{\mu}{\rho} \leftrightarrow \mu = 0,001139 \text{ Pa} \cdot \text{s} \text{ (15°C) (ver Tabela)}$$

Número de Reynolds (Equação 3)

$$Re = \frac{\rho \cdot v \cdot d}{\mu} = \frac{999 \times 0,566 \times 0,006}{0,001139} = 2979 \text{ (Regime Transitório)}$$

Coefficiente de perda de carga – Diagrama de *Moody*

$$\begin{array}{l}
 Re = 2979 \\
 \frac{\varepsilon}{d} = \frac{0,01}{6} = 0,0014 = 0,002
 \end{array}
 \left. \begin{array}{l} \\ \\ \end{array} \right\} \begin{array}{l} \text{Diagrama} \\ \text{de } \textit{Moody} \end{array} \rightarrow f = \lambda = 0,044$$

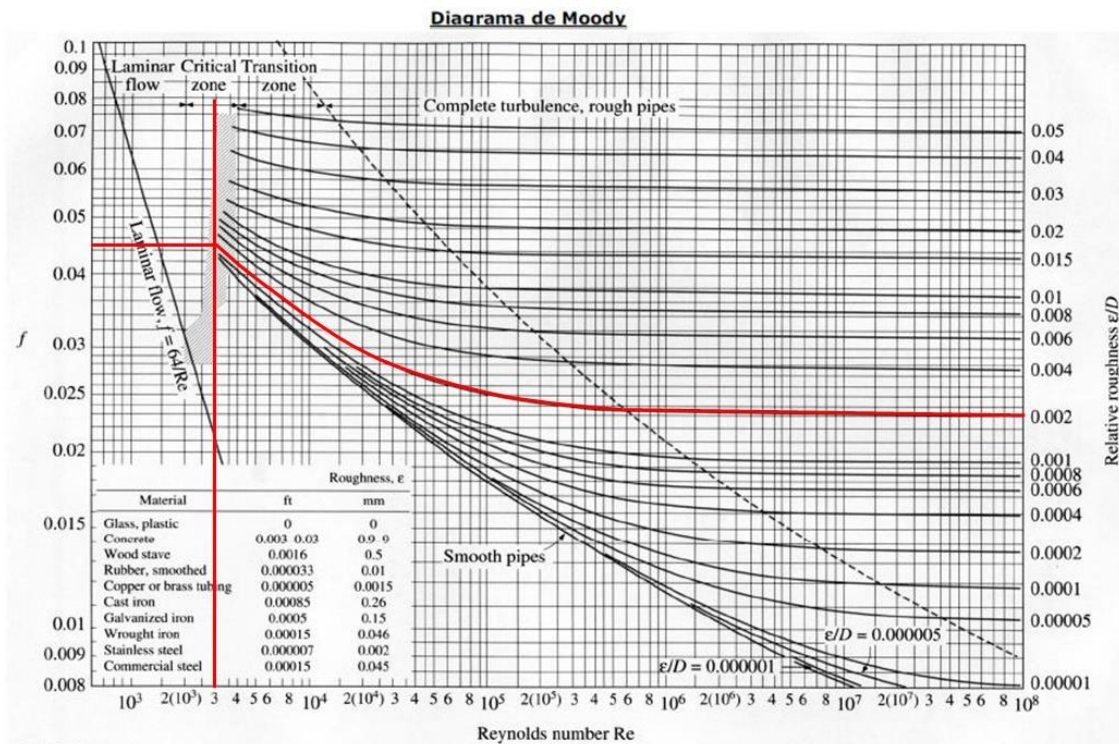


Figura 68 - Diagrama de *Moody*, com a marcação do coeficiente de carga obtido (adaptado de [90]).

Perda de carga na tubagem (Equação 2)

$$\Delta p = \lambda \cdot \frac{\rho \cdot v^2}{2} \cdot \frac{\ell}{d} \cdot 10^{-5} = 0,044 \times \frac{999 \times 0,566^2}{2} \times \frac{0,65}{0,006} \times 10^{-5} = 0,0076 \text{ bar}$$

• **Descida da água:**

Viscosidade dinâmica (Equação 5)

$$\vartheta = \frac{\mu}{\rho} \leftrightarrow \mu = 0,001139 \text{ Pa} \cdot \text{s} \text{ (15°C) (ver Tabela)}$$

Número de Reynolds (Equação 3)

$$Re = \frac{\rho \cdot v \cdot d}{\mu} = \frac{999 \times 0,283 \times 0,006}{0,001139} = 1489 \text{ (Regime Laminar)}$$

Coeficiente de perda de carga (Equação 6)

$$\lambda = 64 \cdot Re^{-1} = 64 \times 1489^{-1} = 0,043$$

Perda de carga na tubagem (Equação 2)

$$\Delta p = \lambda \cdot \frac{\rho \cdot v^2}{2} \cdot \frac{\ell}{d} \cdot 10^{-5} = 0,043 \times \frac{999 \times 0,283^2}{2} \times \frac{0,65}{0,006} \times 10^{-5} = 0,0019 \text{ bar}$$

### 2.3 Perdas de carga no joelho (90°) (Equação 11)

- **Subida da água:**

Na subida do fluido, o escoamento está em regime transitório e como o valor do coeficiente de carga num joelho de 90° e raio curto em regime laminar para fluido newtonianos para um número de Reynolds de 1000 é de 0,9 e em regime turbulento para um número de Reynolds de 4000 tem-se um valor de 0,75, optou-se por usar a interpolação linear entre dois pontos para a determinação do coeficiente de carga para a nossa situação. Para tal, usou-se a equação seguinte, usando o número de Reynolds obtido anteriormente (Re=2979).

$$\frac{k - k_0}{Re - Re_0} = \frac{k_1 - k_0}{Re_1 - Re_0}$$

$$k = k_0 + (k_1 - k_0) \frac{Re - Re_0}{Re_1 - Re_0}$$

$$k = 0,9 + (0,75 - 0,9) \frac{2979 - 1000}{4000 - 1000} \approx 0,80$$

$$\Delta p = k \cdot \frac{\rho \cdot v^2}{2 \cdot g} \cdot 10^{-3} = 0,8 \times \frac{999 \times 0,566^2}{2 \times 9,8} \times 10^{-3} = 0,0131 \text{ bar}$$

- **Descida da água, com K=0,9**

$$\Delta p = k \cdot \frac{\rho \cdot v^2}{2 \cdot g} \cdot 10^{-3} = 0,9 \times \frac{999 \times 0,283^2}{2 \times 9,8} \times 10^{-3} = 0,0037 \text{ bar}$$



## ANEXO II – FORMULÁRIOS

## 1. Formulário para o desenvolvimento da ortótese para o voluntário

# ORTOTESE PARA O MEMBRO INFERIOR

## INFORMAÇÃO

NOME: Paulo Roberto Tomada DATA: .../.../...  
 MORADA: ..... TELEF: .....  
 IDADE: ..... ALTURA: ..... PESO: .....  
 SEXO: ..... EXTREMIDADE: DIREITA: ..... ESQUERDA: .....  
 ORTOTESE ABAIXO DO JOELHO: ..... ORTOTESE ACIMA DO JOELHO: X .....  
 MEDICO: ..... DATA DO PEDIDO: ..... DATA DE ENTREGA: .....  
 DIAGNOSTICO: P.O. .....  
 ..... PRESCRIÇÃO Nº: .....

## ARTICULAÇÃO DO TORNOZELO

POSIÇÃO NEUTRA: <u>X</u> .....	.....
<u>SUPORTANDO O PESO DO CORPO</u>	<u>NÃO SUPORTANDO O PESO DO CORPO</u>
VARISMO: <u>Inverso</u> .....	.....
VALGISMO: ..... .....	.....
EQUINISMO: <u>X</u> .....	.....
CALISMO: ..... .....	.....

## ARTICULAÇÃO DO JOELHO

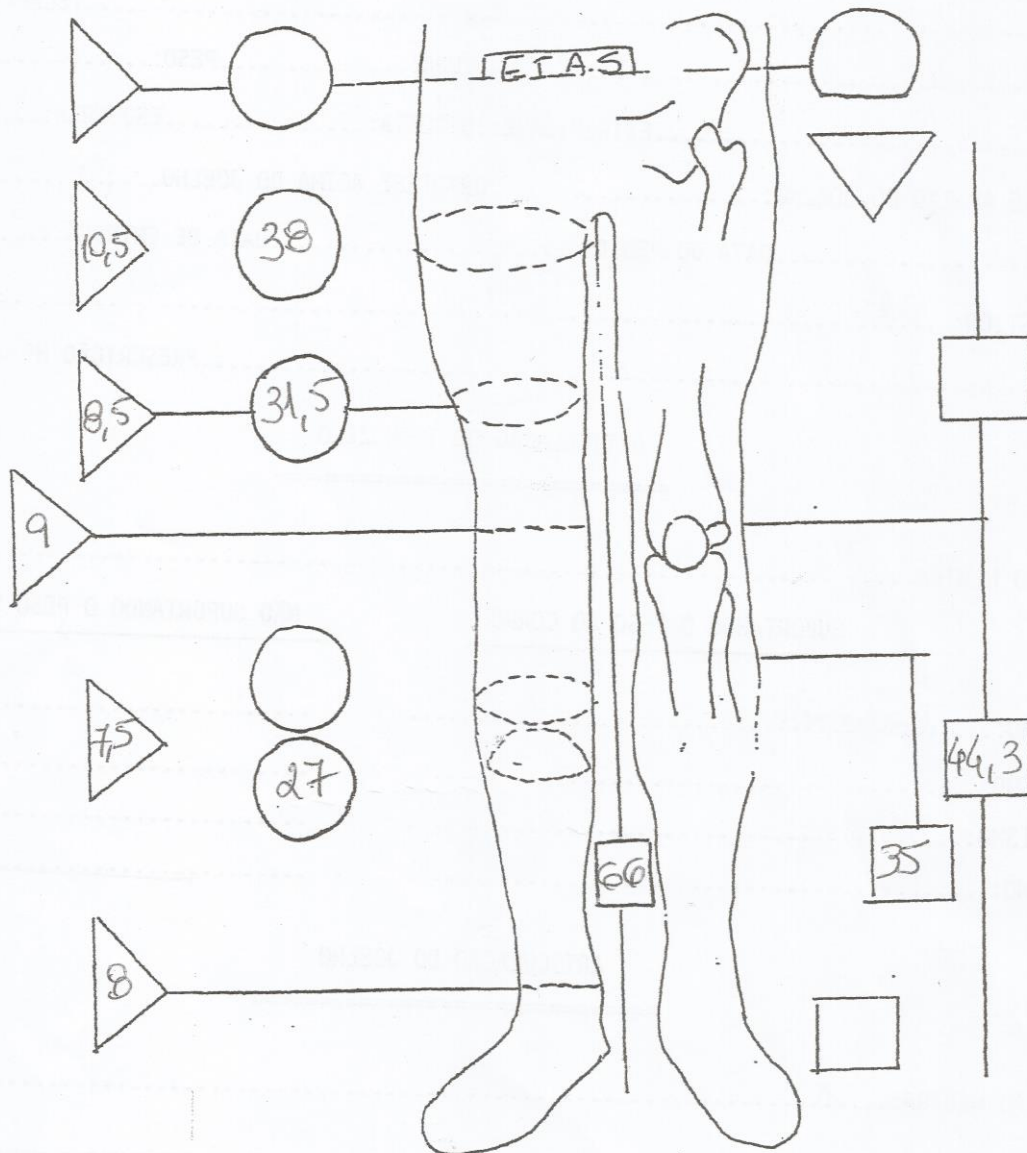
POSIÇÃO NEUTRA: <u>X</u> .....	.....
<u>SUPORTANDO O PESO DO CORPO</u>	<u>NÃO SUPORTANDO O PESO DO CORPO</u>
VARISMO: ..... .....	.....
VALGISMO: <u>X</u> .....	.....
HIPEREXTENSÃO: ..... .....	.....
EM FLEXÃO: ..... .....	.....

## ARTICULAÇÃO DA ANCA

Nº DE OBRA: ..... INICIO: ..... FIM: ..... TECNICO: .....



MEIÇÃO PARA ORTOTÉSES DO MEMBRO INFERIOR



ROTAÇÃO EXTERNA DO PE:.....GRAUS  
DISTANCIA AO MALEOLO INTERNO:.....TORÇÃO TIBIAL.....DISTANCIA AO MALEOLO EXTERNO:.....  
LARGURA:.....CALÇADO.....ESPESSURA.....ALTURA DO TACÃO.....  
COMPENSAÇÃO DE ENCURTAMENTO.....COMPENSAÇÃO DE EQUINISMO.....

## 2. Formulário para avaliar a ortótese e a satisfação do paciente

 <p><b>Universidade do Minho</b> Escola de Engenharia</p>	<p style="text-align: center;"><b>FORMULÁRIO</b></p> <p style="text-align: center;">MESTRADO INTEGRADO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA</p>
--	--

Este inquérito é **confidencial** e destina-se, apenas, a apoiar a dissertação de Mestrado Integrado em Engenharia Biomédica da Universidade do Minho, no ramo de Biomateriais, Reabilitação e Biomecânica.

Este documento é restrito, exclusivamente, à aluna que realiza esta dissertação e aos seus orientadores.

<p>1. <b>Género:</b> <input type="checkbox"/> Masculino <input type="checkbox"/> Feminino</p> <p>2. <b>Idade:</b> _____ Anos</p> <p>3. <b>Patologia:</b> _____</p>
--

## 4. Dados Antropométricos:

<p>4.1. Peso: _____ kg</p> <p>4.2. Altura: _____ cm</p> <p>4.3. Tamanho do pé: _____</p> <p>4.4. Altura total do membro inferior: _____ cm</p> <p>4.5. Perímetro da coxa: _____ cm</p> <p>4.6. Perímetro da perna: _____ cm</p>
---

**4. Adaptação do paciente à ortótese:**5.1. ☐ Não confortável☐ Pouco confortável☐ Confortável☐ Muito confortável

5.2. Algum incomodo na locomoção:

☐ Peso da ortótese☐ Pontos de pressão da ortótese☐ Instabilidade☐ Outros: \_\_\_\_\_

Observações: \_\_\_\_\_

---

---

---

---

---

**Assinatura:****Orientador:** \_\_\_\_\_**Co-orientador:** \_\_\_\_\_**Paciente:** \_\_\_\_\_**Aluna:** \_\_\_\_\_

Data: \_\_/\_\_/\_\_



## ANEXO III – TABELAS AUXILIARES

# 1. Força de reação do solo para indivíduos com marcha e ritmo normal

**Tabela 18** - Valores médios da força de reação do solo, para várias percentagens da duração marcha, para indivíduos com marcha e ritmo normal (adaptado de [17]).

<b>Marcha (%)</b>	<b>F(vertical) (N/Kg)</b>	<b>F(horizontal) (N/Kg)</b>	<b>F(reação do solo) (N/Kg)</b>
0	0,64	0,03	0,64
2	2,92	-0,16	2,92
4	5,35	-0,82	5,41
6	7,31	-1,42	7,45
8	8,89	-1,75	8,86
10	9,76	-1,92	9,95
12	10,52	-1,90	10,69
14	10,82	-1,76	10,96
16	10,57	-1,52	10,68
18	9,95	-1,28	10,03
20	9,14	-1,08	9,20
22	8,31	-0,88	8,35
24	7,70	-0,69	7,73
26	7,29	-0,55	7,31
28	7,10	-0,42	7,11
30	7,07	-0,31	7,08
32	7,19	-0,20	7,19
34	7,45	0,08	7,45
36	7,84	0,28	7,84
38	8,37	0,52	8,39
40	8,97	0,79	9,00
42	9,61	1,11	9,67
44	10,20	1,44	10,30
46	10,62	1,77	10,77
48	10,63	2,05	10,83
50	10,13	2,19	10,36
52	8,97	2,02	9,19
54	6,92	1,50	7,08
56	4,55	0,81	4,62
58	2,42	0,29	2,44
60	1,03	0,07	1,03
62	0,33	0,00	0,33
64	0,06	0,00	0,06
66	0,00	0,00	0,00
68	0,00	0,00	0,00
70	0,00	0,00	0,00
72	0,00	0,00	0,00
74	0,00	0,00	0,00
76	0,00	0,00	0,00
78	0,00	0,00	0,00
80	0,00	0,00	0,00
82	0,00	0,00	0,00
84	0,00	0,00	0,00
86	0,00	0,00	0,00
88	0,00	0,00	0,00
90	0,00	0,00	0,00
92	0,00	0,00	0,00
94	0,00	0,00	0,00
96	0,00	0,00	0,00
98	0,00	0,00	0,00
100	0,00	0,00	0,00

## 2. Tabelas referentes aos ângulos, velocidades e acelerações angulares da anca, joelho e tornozelo, numa marcha normal, e da marcha do voluntário

- Marcha normal, padrão de referência

**Tabela 19** - Valores médios dos deslocamentos, velocidade e aceleração angular da anca, para várias percentagens da duração da marcha, para indivíduos com marcha e ritmo normal (adaptado de [17]).

ANCA								
Marcha (%)	Tempo (s)	Ângulos			Velocidade angular	Aceleração angular	Veloc. angular calculada pela eq. 25.1	Acel. angular calculada pela eq. 25.1
		Média (°)	Média (rad)	Desvio-padrão	(rad/s)	(rad/s <sup>2</sup> )	(rad/s)	(rad/s <sup>2</sup> )
0	0	19,33	0,338	5,64	0	0	2,695	9,719
2	0,02	18,92	0,331	5,79	-0,359	-17,938	2,624	-2,327
4	0,04	18,45	0,323	5,77	-0,411	-2,625	-0,219	-24,737
6	0,06	17,94	0,314	5,64	-0,446	-1,75	-0,268	-13,42
8	0,08	17,3	0,303	5,56	-0,56	-5,688	-0,350	-2,361
10	0,1	16,4	0,287	5,63	-0,788	-11,375	-0,466	-2,728
12	0,12	15,18	0,266	5,81	-1,068	-14	-0,588	-2,54
14	0,14	13,67	0,239	5,94	-1,321	-12,688	-0,685	-1,862
16	0,16	11,97	0,209	5,9	-1,488	-8,313	-0,741	-1,051
18	0,18	10,21	0,179	5,73	-1,54	-2,625	-0,76	-0,474
20	0,2	8,48	0,148	5,57	-1,514	1,313	-0,766	-0,216
22	0,22	6,74	0,118	5,47	-1,523	-0,438	-0,774	-0,043
24	0,24	4,94	0,086	5,38	-1,575	-2,625	-0,778	0,301
26	0,26	3,13	0,055	5,36	-1,584	-0,438	-0,758	0,787
28	0,28	1,42	0,025	5,51	-1,496	4,375	-0,710	1,161
30	0,3	-0,13	-0,002	5,75	-1,356	7	-0,653	1,246
32	0,32	-1,54	-0,027	5,96	-1,234	6,125	-0,604	1,112
34	0,34	-2,87	-0,05	6,14	-1,164	3,5	-0,565	0,945
36	0,36	-4,12	-0,072	6,34	-1,094	3,5	-0,534	0,848
38	0,38	-5,3	-0,093	6,58	-1,033	3,063	-0,499	0,814
40	0,4	-6,4	-0,112	6,86	-0,963	3,5	-0,467	0,823
42	0,42	-7,43	-0,13	7,14	-0,901	3,063	-0,435	0,902
44	0,44	-8,39	-0,147	7,4	-0,84	3,063	-0,398	1,109
46	0,46	-9,27	-0,162	7,68	-0,77	3,5	-0,351	1,504
48	0,48	-10,02	-0,175	7,97	-0,656	5,688	-0,284	2,160
50	0,5	-10,61	-0,186	8,25	-0,516	7	-0,188	3,151
52	0,52	-10,95	-0,192	8,51	-0,298	10,938	-0,043	4,445
54	0,54	-10,91	-0,191	8,71	0,035	16,625	0,164	5,8
56	0,56	-10,31	-0,180	8,81	0,525	24,5	0,431	6,796
58	0,58	-9	-0,158	8,72	1,146	31,063	0,731	7,039
60	0,6	-6,95	-0,121	8,39	1,794	32,375	1,022	6,362
62	0,62	-4,25	-0,074	7,84	2,363	28,438	1,263	4,852
64	0,64	-1,05	-0,018	7,17	2,8	21,875	1,426	2,759
66	0,66	2,42	0,042	6,47	3,036	11,813	1,491	0,425
68	0,68	5,93	0,104	5,8	3,071	1,75	1,455	-1,75
70	0,7	9,22	0,161	5,22	2,879	-9,625	1,335	-3,388
72	0,72	12,11	0,212	4,75	2,529	-17,5	1,162	-4,26
74	0,74	14,55	0,255	4,44	2,135	-19,688	0,972	-4,378
76	0,76	16,53	0,289	4,35	1,733	-20,125	0,796	-3,977
78	0,78	18,13	0,317	4,43	1,4	-16,625	0,65	-3,448
80	0,8	19,45	0,340	4,59	1,155	-12,25	0,529	-3,181
82	0,82	20,54	0,359	4,76	0,954	-10,063	0,411	-3,342
84	0,84	21,38	0,374	4,84	0,735	-10,938	0,271	-3,746
86	0,86	21,84	0,382	4,83	0,403	-16,625	0,106	-3,956
88	0,88	21,87	0,383	4,75	0,026	-18,813	-0,064	-3,564
90	0,9	21,5	0,376	4,68	-0,324	-17,5	-0,203	-2,434
92	0,92	20,84	0,365	4,72	-0,578	-12,688	-0,276	-0,832
94	0,94	20,09	0,352	4,84	-0,656	-3,938	-0,267	0,973
96	0,96	19,5	0,341	5,02	-0,516	7	-0,2	2,393
98	0,98	19,18	0,336	5,23	-0,28	11,813	-0,045	2,069
100	1	19,01	0,333	5,43	-0,149	6,563	0,077	1,158

**Tabela 20** - Valores médios dos deslocamentos, velocidade e aceleração angular do joelho, para várias percentagens da duração da marcha, para indivíduos com marcha e ritmo normal (adaptado de [17]).

JOELHO								
Marcha (%)	Tempo (s)	Ângulos			Velocidade angular	Aceleração angular	Veloc. angular calculada pela eq. 25.1	Acel. angular calculada pela eq. 25.1
		Média (°)	Média (rad)	Desvio-padrão	(rad/s)	(rad/s <sup>2</sup> )	(rad/s)	(rad/s <sup>2</sup> )
0	0	3,97	0,069	4,19	0	0	1,498	16,807
2	0,02	7	0,123	4,58	2,651	132,563	2,018	14,386
4	0,04	10,52	0,184	4,79	3,08	21,438	1,497	-3,661
6	0,06	14,12	0,247	4,95	3,15	3,5	1,436	-6,165
8	0,08	17,38	0,304	5,11	2,853	-14,875	1,201	-7,024
10	0,1	19,84	0,347	5,12	2,153	-35	0,834	-9,172
12	0,12	21,27	0,372	5,17	1,251	-45,063	0,413	-9,564
14	0,14	21,67	0,379	5,34	0,35	-45,063	0,023	-8,407
16	0,16	21,22	0,371	5,61	-0,394	-37,188	-0,283	-6,380
18	0,18	20,2	0,354	5,85	-0,893	-24,938	-0,487	-4,26
20	0,2	18,86	0,330	5,95	-1,173	-14	-0,608	-2,528
22	0,22	17,35	0,304	5,85	-1,321	-7,438	-0,674	-1,246
24	0,24	15,73	0,275	5,57	-1,418	-4,813	-0,702	-0,216
26	0,26	14,08	0,246	5,18	-1,444	-1,313	-0,692	0,720
28	0,28	12,5	0,219	4,84	-1,383	3,063	-0,642	1,543
30	0,3	11,09	0,194	4,69	-1,234	7,438	-0,561	2,157
32	0,32	9,91	0,173	4,64	-1,033	10,063	-0,462	2,537
34	0,34	8,97	0,157	4,66	-0,823	10,5	-0,354	2,78
36	0,36	8,28	0,145	4,74	-0,604	10,938	-0,240	3,041
38	0,38	7,86	0,138	4,86	-0,368	11,813	-0,116	3,445
40	0,4	7,72	0,135	4,95	-0,123	12,25	0,029	4,032
42	0,42	7,94	0,139	4,98	0,193	15,75	0,203	4,743
44	0,44	8,6	0,151	4,97	0,578	19,25	0,408	5,502
46	0,46	9,76	0,171	4,96	1,015	21,875	0,643	6,307
48	0,48	11,5	0,201	4,97	1,523	25,375	0,909	7,246
50	0,5	13,86	0,243	5,05	2,065	27,125	1,216	8,358
52	0,52	16,97	0,297	5,22	2,721	32,813	1,575	9,388
54	0,54	20,96	0,367	5,49	3,49	38,5	1,983	9,707
56	0,56	26	0,455	5,86	4,41	45,938	2,395	8,568
58	0,58	32,03	0,561	6,2	5,276	43,313	2,726	5,590
60	0,6	38,74	0,678	6,3	5,871	29,75	2,889	1,051
62	0,62	45,6	0,798	6,05	6,003	6,563	2,831	-4,257
64	0,64	52,05	0,911	5,53	5,644	-17,938	2,542	-9,394
66	0,66	57,54	1,01	4,99	4,804	-42	2,051	-13,575
68	0,68	61,66	1,079	4,75	3,605	-59,938	1,414	-16,291
70	0,7	64,12	1,122	4,93	2,153	-72,625	0,701	-17,372
72	0,72	64,86	1,135	5,41	0,648	-75,25	-0,018	-17,011
74	0,74	63,95	1,119	5,99	-0,796	-72,188	-0,687	-15,686
76	0,76	61,59	1,078	6,51	-2,065	-63,438	-1,281	-13,997
78	0,78	57,97	1,014	6,93	-3,168	-55,125	-1,800	-12,423
80	0,8	53,27	0,932	7,22	-4,113	-47,25	-2,263	-11,112
82	0,82	47,58	0,833	7,42	-4,979	-43,313	-2,686	-9,768
84	0,84	40,94	0,716	7,55	-5,81	-41,563	-3,063	-7,650
86	0,86	33,46	0,586	7,54	-6,545	-36,75	-3,345	-3,928
88	0,88	25,38	0,444	7,29	-7,07	-26,25	-3,440	1,844
90	0,9	17,27	0,302	6,69	-7,096	-1,313	-3,251	9,202
92	0,92	9,94	0,174	5,73	-6,414	34,125	-2,714	16,628
94	0,94	4,31	0,075	4,54	-4,926	74,375	-1,863	20,554
96	0,96	1,12	0,02	3,55	-2,791	106,75	-0,839	18,628
98	0,98	0,54	0,00945	3,28	-0,5075	114,1875	-0,19381	10,78073
100	1	2,21	0,038675	3,6	1,46125	98,4375	0,087532	3,840269



**Tabela 21** - Valores médios dos deslocamentos, velocidade e aceleração angular do tornozelo, para várias percentagens da duração da marcha, para indivíduos com marcha e ritmo normal (adaptado de [17]).

TORNOZELO								
Marcha (%)	Tempo (s)	Ângulos			Velocidade angular	Aceleração angular	Veloc. angular calculada pela eq. 25.1	Acel. angular calculada pela eq. 25.1
		Média (°)	Média (rad)	Desvio-padrão	(rad/s)	(rad/s <sup>2</sup> )	(rad/s)	(rad/s <sup>2</sup> )
0	0	0,02	0,0004	3,93	0	0	-0,585	-5,967
2	0,02	-2,06	-0,036	4,36	-1,82	-91	-0,77	-2,892
4	0,04	-3,88	-0,068	4,32	-1,593	11,375	-0,477	7,222
6	0,06	-4,6	-0,081	4,02	-0,63	48,125	-0,032	9,816
8	0,08	-3,98	-0,07	3,95	0,543	58,625	0,411	8,334
10	0,1	-2,4	-0,042	4,05	1,383	42	0,699	4,813
12	0,12	-0,45	-0,008	4,01	1,706	16,188	0,793	1,018
14	0,14	1,45	0,025	3,81	1,663	-2,188	0,741	-1,732
16	0,16	3,04	0,053	3,56	1,391	-13,563	0,613	-3,093
18	0,18	4,27	0,075	3,36	1,076	-15,75	0,463	-3,321
20	0,2	5,13	0,09	3,24	0,753	-16,188	0,328	-2,816
22	0,22	5,71	0,1	3,19	0,508	-12,25	0,228	-1,954
24	0,24	6,1	0,107	3,18	0,341	-8,313	0,171	-1,042
26	0,26	6,43	0,113	3,18	0,289	-2,625	0,151	-0,307
28	0,28	6,76	0,118	3,21	0,289	-2,22045E-14	0,155	0,143
30	0,3	7,12	0,125	3,3	0,315	1,313	0,171	0,301
32	0,32	7,54	0,132	3,44	0,368	2,625	0,186	0,222
34	0,34	7,99	0,14	3,6	0,394	1,313	0,193	-0,006
36	0,36	8,44	0,148	3,79	0,394	0	0,187	-0,319
38	0,38	8,86	0,155	4	0,368	-1,313	0,168	-0,732
40	0,4	9,23	0,162	4,25	0,324	-2,188	0,133	-1,373
42	0,42	9,51	0,166	4,51	0,245	-3,938	0,07	-2,424
44	0,44	9,62	0,168	4,75	0,096	-7,438	-0,044	-4,004
46	0,46	9,43	0,165	4,98	-0,166	-13,125	-0,236	-6,016
48	0,48	8,7	0,152	5,26	-0,639	-23,625	-0,522	-8,04
50	0,5	7,2	0,126	5,65	-1,313	-33,688	-0,896	-9,400
52	0,52	4,69	0,082	6,12	-2,196	-44,188	-1,313	-9,397
54	0,54	1,15	0,020	6,56	-3,098	-45,063	-1,700	-7,544
56	0,56	-3,26	-0,057	6,87	-3,859	-38,063	-1,973	-3,634
58	0,58	-8,17	-0,143	6,93	-4,296	-21,875	-2,047	2,154
60	0,6	-13,05	-0,228	6,64	-4,27	1,3125	-1,839	8,917
62	0,62	-17,13	-0,3	6,19	-3,57	35	-1,318	14,832
64	0,64	-19,52	-0,342	5,91	-2,091	73,938	-0,562	17,770
66	0,66	-19,77	-0,346	5,81	-0,219	93,625	0,236	16,631
68	0,68	-18,12	-0,317	5,57	1,444	83,125	0,872	12,174
70	0,7	-15,29	-0,268	5,06	2,476	51,625	1,24	6,459
72	0,72	-12,04	-0,211	4,45	2,844	18,375	1,356	1,41
74	0,74	-8,85	-0,155	3,99	2,791	-2,625	1,302	-2,184
76	0,76	-5,96	-0,104	3,76	2,529	-13,125	1,148	-4,524
78	0,78	-3,51	-0,061	3,63	2,144	-19,25	0,924	-6,01
80	0,8	-1,64	-0,029	3,49	1,636	-25,375	0,649	-6,663
82	0,82	-0,5	-0,009	3,27	0,998	-31,938	0,359	-6,192
84	0,84	-0,07	-0,001	2,94	0,376	-31,063	0,114	-4,478
86	0,86	-0,16	-0,003	2,65	-0,079	-22,75	-0,027	-1,929
88	0,88	-0,42	-0,007	2,71	-0,228	-7,438	-0,040	0,544
90	0,9	-0,52	-0,009	3,09	-0,088	7	0,05	1,884
92	0,92	-0,26	-0,005	3,45	0,228	15,75	0,168	1,376
94	0,94	0,36	0,0063	3,53	0,543	15,75	0,217	-0,252
96	0,96	1	0,018	3,4	0,56	0,875	0,123	-1,567
98	0,98	1,2	0,021	3,33	0,175	-19,25	0,034	-1,373
100	1	0,58	0,010	3,52	-0,543	-35,875	-0,025	-0,615

- Marcha do voluntário

**Tabela 22** - Valores médios obtidos do deslocamento, velocidade e aceleração angular da anca, do voluntário com a correção da sua marcha com ortótese.

ARTICULAÇÃO DA ANCA - COM ORTÓTESE													
			Ângulos							Velocidade angular	Aceleração angular	Veloc. calculada pela eq. 25.1	Acel. calculada pela eq. 25.1
Marcha (%)	Tempo (s)	Frame	T-1	T-2	T-3	T-4	Média (°)	Média (rad)	Desvio Padrão	(rad/s)	(rad/s <sup>2</sup> )	(rad/s)	(rad/s <sup>2</sup> )
0	0	1	17	20	21	18	19,667	0,344	1,581	0	0	1,028	0,364
2,778	0,044	2	13	21	19	19	18	0,315	3	-0,656	-14,766	0,848	-2,133
5,556	0,089	3	9	20	13	18	15	0,263	4,301	-1,181	-11,813	-0,473	-5,301
8,333	0,133	4	9	16	12	13	12,5	0,219	2,5	-0,984	4,430	-0,484	-2,379
11,111	0,178	5	6	16	10	11	10,75	0,188	3,562	-0,689	6,645	-0,468	0,395
13,889	0,222	6	5	10	9	6	7,5	0,131	2,062	-1,280	-13,289	-0,427	0,8
16,667	0,267	7	1	9	7	6	5,75	0,101	2,947	-0,689	13,289	-0,320	0,1
19,444	0,311	8	1	7	7	3	4,5	0,079	2,598	-0,492	4,430	-0,205	0,769
22,222	0,356	9	2	6	5	3	4	0,07	1,581	-0,197	6,645	-0,156	0,215
25	0,4	10	2	4	4	2	3	0,053	1	-0,394	-4,430	-0,180	-0,2
27,778	0,444	11	4	3	3	0	2,5	0,044	1,5	-0,197	4,430	-0,230	-0,2
30,556	0,489	12	0	1	1	0	0,5	0,009	0,5	-0,788	-13,289	-0,238	0,046
33,333	0,533	13	2	0	-3	-1	-0,5	-0,009	1,803	-0,394	8,859	-0,205	0,215
36,111	0,578	14	-5	0	0	0	-1,25	-0,022	2,165	-0,295	2,215	-0,180	0,2
38,889	0,622	15	-5	-1	-1	-1	-2	-0,035	1,732	-0,295	0	-0,172	0,108
41,667	0,667	16	-6	-2	-3	-3	-3,5	-0,061	1,5	-0,591	-6,645	-0,164	1,0177E-16
44,444	0,711	17	-6	-2	-2	-4	-3,5	-0,061	1,658	0	13,289	-0,164	-0,277
47,222	0,756	18	-7	-4	-3	-5	-4,75	-0,083	1,479	-0,492	-11,074	-0,189	-0,8
50	0,8	19	-7	-5	-4	-7	-5,75	-0,101	1,299	-0,394	2,215	-0,295	-1,246
52,778	0,844	20	-8	-6	-5	-9	-7	-0,123	1,581	-0,492	-2,215	-0,459	-0,907
55,556	0,889	21	-13	-9	-7	-12	-10,25	-0,179	2,385	-1,280	-17,719	-0,558	1,292
58,333	0,933	22	-18	-13	-11	-15	-14,25	-0,249	2,586	-1,575	-6,645	-0,410	4,414
61,111	0,978	23	-21	-14	-12	-15	-15,5	-0,271	3,354	-0,492	24,363	0,345	5,752
63,889	1,022	24	-19	-12	-13	-13	-14,25	-0,249	2,773	0,492	22,148	0,993	3,399
66,667	1,067	25	14	-11	-11	9	0,25	0,004	11,388	5,709	117,387	1,107	-1,046
69,444	1,111	26	9	-8	-7	7	0,25	0,004	7,790	0	-128,461	0,640	-3,384
72,222	1,156	27	6	4	2	3	3,75	0,066	1,479	1,378	31,008	0,139	-2,430
75	1,2	28	3	2	2	0	1,75	0,031	1,090	-0,788	-48,727	0,156	0,092
77,778	1,244	29	1	2	6	3	3	0,053	1,871	0,492	28,793	0,295	1,538
80,556	1,289	30	5	4	8	6	5,75	0,101	1,479	1,083	13,289	0,533	1,154
83,333	1,333	31	8	8	10	9	8,75	0,153	0,829	1,181	2,215	0,582	-0,077
86,111	1,378	32	12	11	14	12	12,25	0,214	1,090	1,378	4,430	0,484	-1,307
88,889	1,422	33	14	13	16	14	14,25	0,249	1,090	0,788	-13,289	0,304	-1,630
91,667	1,467	34	13	15	17	15	15	0,261	1,414	0,295	-11,074	0,115	-1,179
94,444	1,511	35	12	17	17	15	15,25	0,269	2,046	0,098	-4,430	0,082	-0,423
97,222	1,556	36	12	17	16	14	14,75	0,258	1,920	-0,197	-6,645	0,077	0,001
100	1,6	37	16	17	18	17	17	0,298	0,707	0,886	24,363	0,116	0,084

**Tabela 23** - Valores médios obtidos do deslocamento, velocidade e aceleração angular do joelho, do voluntário com a correção da sua marcha com ortótese.

ARTICULAÇÃO DO JOELHO – COM ORTÓTESE													
Marcha (%)	Tempo (s)	Frame	Ângulos							Velocidade angular (rad/s)	Aceleração angular (rad/s <sup>2</sup> )	Veloc. calculada pela eq. 25.1 (rad/s)	Acel. calculada pela eq. 25.1 (rad/s <sup>2</sup> )
			T-1	T-2	T-3	T-4	Média (°)	Média (rad)	Desvio Padrão				
0	0	1	0	-1	1	0	0	0	0,707	0	0	0	0
2,778	0,044	2	0	1	2	3	1,5	0,026	1,118	0,591	4,374	0	0
5,556	0,089	3	-5	2	-2	2	-0,75	-0,013	2,947	-0,886	-15,309	0	0
8,333	0,133	4	-2	1	1	-1	-0,25	-0,004	1,299	0,197	24,363	-0,033	0
11,111	0,178	5	-2	0	0	0	-0,5	-0,009	0,866	-0,098	-6,645	0,049	0
13,889	0,222	6	-1	1	0	1	0,25	0,004	0,829	0,295	8,859	0,016	-0,215
16,667	0,267	7	-2	2	-1	2	0,25	0,004	1,785	0	-6,645	-0,041	-0,323
19,444	0,311	8	-3	-1	2	0	-0,5	-0,009	1,803	-0,295	-6,645	-0,057	-0,077
22,222	0,356	9	-4	0	-1	1	-1	-0,016	1,871	-0,197	2,215	-0,049	0,338
25	0,4	10	-1	0	0	0	-0,25	-0,004	0,433	0,295	11,074	-0,016	0,646
27,778	0,444	11	-5	1	0	-2	-1,5	-0,026	2,291	-0,492	-17,719	0,098	0,6
30,556	0,489	12	0	-1	-1	0	-0,5	-0,009	0,5	0,394	19,934	0,139	0,077
33,333	0,533	13	3	-1	3	4	2,25	0,039	1,920	1,083	15,504	0,115	-0,415
36,111	0,578	14	-1	0	0	2	0,25	0,004	1,090	-0,788	-42,082	0,008	-0,277
38,889	0,622	15	1	0	-1	5	1,25	0,022	2,278	0,394	26,578	0,008	0,261
41,667	0,667	16	0	1	0	2	0,75	0,013	0,829	-0,197	-13,289	0,098	0,754
44,444	0,711	17	0	3	1	4	2	0,035	1,581	0,492	15,504	0,164	0,723
47,222	0,756	18	1	4	2	3	2,5	0,044	1,118	0,197	-6,645	0,254	0,2
50	0,8	19	4	4	5	5	4,5	0,079	0,5	0,788	13,289	0,238	-0,492
52,778	0,844	20	5	7	7	5	6	0,105	1	0,591	-4,430	0,131	-0,554
55,556	0,889	21	8	5	6	4	5,75	0,101	1,479	-0,098	-15,504	0,025	0,8
58,333	0,933	22	4	5	8	4	5,25	0,092	1,639	-0,197	-2,215	0,173	3,092
61,111	0,978	23	4	6	8	6	6	0,105	1,414	0,295	11,074	0,623	4,753
63,889	1,022	24	9	12	11	12	11	0,193	1,225	1,969	37,652	1,181	4,260
66,667	1,067	25	19	18	18	21	19	0,333	1,225	3,15	26,578	1,550	1,553
69,444	1,111	26	31	27	27	28	28,25	0,494	1,639	3,642	11,074	1,518	-2,076
72,222	1,156	27	37	34	36	37	36	0,63	1,225	3,052	-13,289	1,116	-4,876
75	1,2	28	42	35	43	41	40,25	0,704	3,112	1,673	-31,008	0,509	-5,845
77,778	1,244	29	43	38	43	40	41	0,718	2,121	0,295	-31,008	-0,041	-5,322
80,556	1,289	30	41	36	40	38	38,75	0,678	1,920	-0,886	-26,578	-0,443	-4,568
83,333	1,333	31	38	36	36	35	36,25	0,634	1,090	-0,984	-2,215	-0,771	-4,384
86,111	1,378	32	33	32	32	29	31,5	0,551	1,5	-1,870	-19,934	-1,198	-4,076
88,889	1,422	33	24	25	26	24	24,75	0,433	0,829	-2,658	-17,719	-1,624	-2,246
91,667	1,467	34	8	19	14	14	13,75	0,2406	3,897	-4,331	-37,652	-1,764	1,270
94,444	1,511	35	-3	11	6	4	4,5	0,079	5,025	-3,642	15,504	-1,403	4,531
97,222	1,556	36	-8	4	-3	-1	-2	-0,035	4,301	-2,559	24,363	-0,742	4,036
100	1,6	37	-2	-3	-2	-2	-2,25	-0,039	0,433	-0,098	55,371	-0,229	2,097

**Tabela 24** - Valores médios obtidos do deslocamento, velocidade e aceleração angular do tornozelo, do voluntário com a correção da sua marcha com ortótese.

ARTICULAÇÃO DO TORNOZELO – COM ORTÓTESE													
Marcha (%)	Tempo (s)	Frame	Ângulos							Velocidade angular (rad/s)	Aceleração angular (rad/s <sup>2</sup> )	Veloc. calculada pela eq. 25.1 (rad/s)	Acel. calculada pela eq. 25.1 (rad/s <sup>2</sup> )
			T-1	T-2	T-3	T-4	Média (°)	Média (rad)	Desvio Padrão				
0	0	1	-1	-5	-1	-1	-2	-0,035	1,732	0	0	-0,353	-1,277
2,778	0,044	2	-2	-9	-3	-1	-3,75	-0,066	3,112	-0,689	-15,504	-0,427	-0,554
5,556	0,089	3	-4	-9	-5	-3	-5,25	-0,092	2,278	-0,591	2,215	-0,180	1,507
8,333	0,133	4	-4	-10	-7	-3	-6	-0,105	2,739	-0,295	6,645	-0,041	1,477
11,111	0,178	5	-3	-9	-7	-2	-5,25	-0,092	2,861	0,295	13,29	0,066	0,892
13,889	0,222	6	-3	-10	-6	-1	-5	-0,088	3,391	0,098	-4,43	0,115	0,584
16,667	0,267	7	-3	-9	-4	-1	-4,25	-0,074	2,947	0,295	4,43	0,139	0,385
19,444	0,311	8	-1	-9	-2	-2	-3,5	-0,061	3,202	0,295	-1,249E-15	0,197	0,108
22,222	0,356	9	-1	-7	-3	1	-2,5	-0,043	2,958	0,394	2,215	0,189	-0,154
25	0,4	10	2	-6	1	0	-0,75	-0,013	3,112	0,689	6,645	0,1230	-0,169
27,778	0,444	11	0	-3	-1	-1	-1,25	-0,022	1,09	-0,197	-19,934	0,131	0,169
30,556	0,489	12	0	-4	0	0	-1	-0,018	1,732	0,098	6,645	0,164	0,354
33,333	0,533	13	5	-5	1	6	1,75	0,031	4,323	1,083	22,148	0,238	0,169
36,111	0,578	14	1	0	0	4	1,25	0,022	1,639	-0,197	-28,793	0,205	0,015
38,889	0,622	15	8	-3	1	9	3,75	0,066	4,969	0,984	26,578	0,180	0,138
41,667	0,667	16	4	-1	2	8	3,25	0,057	3,269	-0,197	-26,578	0,23	0,554
44,444	0,711	17	7	3	2	9	5,25	0,092	2,861	0,788	22,148	0,287	0,723
47,222	0,756	18	9	3	5	10	6,75	0,118	2,861	0,591	-4,43	0,394	0,261
50	0,8	19	13	3	9	11	9	0,158	3,742	0,886	6,645	0,402	-0,938
52,778	0,844	20	11	7	13	15	11,5	0,201	2,958	0,984	2,215	0,254	-2,399
55,556	0,889	21	17	10	12	12	12,75	0,223	2,586	0,492	-11,074	-0,074	-3,015
58,333	0,933	22	15	6	10	12	10,75	0,188	3,269	-0,788	-28,793	-0,410	-2,307
61,111	0,978	23	12	2	7	9	7,5	0,131	3,64	-1,28	-11,074	-0,541	-0,954
63,889	1,022	24	9	-1	3	6	4,25	0,074	3,7	-1,28	9,99201E-15	-0,509	0,138
66,667	1,067	25	6	-5	4	6	2,75	0,0481	4,548	-0,591	15,504	-0,484	0,554
69,444	1,111	26	3	-5	2	0	0	0	3,082	-1,083	-11,074	-0,394	0,615
72,222	1,156	27	-4	-6	-4	2	-3	-0,053	3	-1,181	-2,215	-0,361	0,677
75	1,2	28	0	-9	0	1	-2	-0,035	4,062	0,394	35,438	-0,304	0,846
77,778	1,244	29	-3	-14	-6	-2	-6,25	-0,109	4,71	-1,673	-46,512	-0,213	1,2
80,556	1,289	30	-4	-11	-8	-1	-6	-0,105	3,808	0,098	39,867	-0,090	1,031
83,333	1,333	31	-3	-9	-7	-3	-5,5	-0,096	2,598	0,197	2,215	0,066	0,431
86,111	1,378	32	-1	-8	-7	-6	-5,5	-0,096	2,693	0	-4,43	-0,033	0,215
88,889	1,422	33	-4	-8	-6	-1	-4,75	-0,083	2,586	0,295	6,645	-0,041	0,754
91,667	1,467	34	-8	-7	-10	-6	-7,75	-0,136	1,479	-1,181	-33,223	0,131	1,255
94,444	1,511	35	-4	-5	-4	-5	-4,5	-0,079	0,5	1,28	55,371	0,304	0,552
97,222	1,556	36	0	-8	-2	3	-1,75	-0,031	4,023	1,083	-4,43	0,292	-0,063
100	1,6	37	-1	-6	-2	3	-1,5	-0,026	3,202	0,099	-22,148	0,092	-0,355

**Tabela 25** - Valores médios obtidos do deslocamento angular da anca, para várias percentagens da duração da marcha, do voluntário sem a correção da sua marcha com ortótese.

ARTICULAÇÃO DA ANCA - SEM ORTÓTESE							
Marcha (%)	Frame	Ângulos					
		T-1	T-2	T-3	T-4	Média (°)	Desvio Padrão
0	1	24	24	23	24	23,75	0,433
2,778	2	22	21	22	21	21,5	0,5
5,556	3	18	17	18	17	17,5	0,5
8,333	4	16	14	15	15	15	0,707
11,111	5	14	12	12	11	12,25	1,09
13,889	6	10	9	9	9	9,25	0,433
16,667	7	8	7	5	7	6,75	1,09
19,444	8	5	3	2	5	3,75	1,299
22,222	9	3	1	0	4	2	1,581
25	10	1	1	2	3	1,75	0,829
27,778	11	0	0	0	0	0	0
30,556	12	0	-1	-2	-2	-1,25	0,829
33,333	13	-1	-2	-3	-3	-2,25	0,829
36,111	14	-1	-4	-5	-5	-3,75	1,639
38,889	15	-2	-6	-6	-6	-5	1,732
41,667	16	-4	-8	-8	-8	-7	1,732
44,444	17	-6	-9	-10	-11	-9	1,871
47,222	18	-10	-10	-12	-13	-11,25	1,299
50	19	-13	-12	-13	-15	-13,25	1,09
52,778	20	-14	-12	-14	-15	-13,75	1,09
55,556	21	-15	-13	-15	-13	-14	1
58,333	22	-14	-13	-16	-12	-13,75	1,479
61,111	23	12	-13	-15	-10	-6,5	10,828
63,889	24	8	-10	-14	-8	-6	8,367
66,667	25	3	-8	10	-5	0	7,036
69,444	26	1	5	7	2	3,75	2,385
72,222	27	3	2	4	1	2,5	1,118
75	28	4	0	0	2	1,5	1,658
77,778	29	6	3	3	4	4	1,225
80,556	30	7	4	5	5	5,25	1,09
83,333	31	8	6	7	7	7	0,707
86,111	32	7	8	9	8	8	0,707
88,889	33	8	10	10	10	9,5	0,866
91,667	34	12	11	10	14	11,75	1,479
94,444	35	19	15	12	19	16,25	2,947
97,222	36	22	20	17	23	20,5	2,291
100	37	25	23	21	24	23,25	1,479

**Tabela 26** - Valores médios obtidos do deslocamento angular do joelho, para várias percentagens da duração da marcha, do voluntário sem a correção da sua marcha com ortótese.

ARTICULAÇÃO DO JOELHO - SEM ORTÓTESE							
Marcha (%)	Frame	Ângulos					
		T-1	T-2	T-3	T-4	Média (°)	Desvio Padrão
0	1	7	8	8	8	7,75	1,09
2,778	2	6	8	10	7	7,75	2,058
5,556	3	3	6	7	4	5	1,166
8,333	4	5	5	6	5	5,25	1,225
11,111	5	3	5	5	2	3,75	1,691
13,889	6	0	3	4	1	2	1,218
16,667	7	1	2	1	1	1,25	0,599
19,444	8	0	1	1	0	0,5	0,599
22,222	9	-1	0	0	0	-0,25	0,696
25	10	-1	1	-1	-1	-0,5	0,696
27,778	11	-1	0	0	0	-0,25	0,599
30,556	12	0	1	0	-1	0	0,5
33,333	13	0	0	0	0	0	0,781
36,111	14	1	0	0	-2	-0,25	0,927
38,889	15	1	0	0	-1	0	0,661
41,667	16	0	-1	0	-1	-0,5	0,433
44,444	17	-1	-1	-1	-1	-1	0,661
47,222	18	-3	-1	-1	-1	-1,5	1,09
50	19	-3	0	-1	0	-1	1,9
52,778	20	-1	1	1	4	1,25	2,522
55,556	21	3	4	3	8	4,5	3,1
58,333	22	7	5	6	13	7,75	4,548
61,111	23	15	9	12	19	13,75	4,875
63,889	24	23	20	17	24	21	4,176
66,667	25	30	25	25	30	27,5	2,522
69,444	26	31	29	31	32	30,75	1,920
72,222	27	35	32	35	33	33,75	2,586
75	28	31	33	38	29	32,75	3,903
77,778	29	27	31	36	26	30	5,5
80,556	30	19	27	31	19	24	6,057
83,333	31	13	20	27	14	18,5	7,607
86,111	32	1	17	20	7	11,25	7,582
88,889	33	-3	10	13	2	5,5	5,220
91,667	34	-2	2	5	1	1,5	2,107
94,444	35	3	1	0	4	2	1,867
97,222	36	4	5	4	6	4,75	1,364
100	37	6	7	8	7	7	0,707

**Tabela 27** - Valores médios obtidos do deslocamento angular do tornozelo, para várias percentagens da duração da marcha, do voluntário sem a correção da sua marcha com ortótese.

ARTICULAÇÃO DO TORNOZELO - SEM ORTÓTESE							
Marcha (%)	Frame	Ângulos					
		T-1	T-2	T-3	T-4	Média (°)	Desvio Padrão
0	1	-20	-25	-24	-18	-21,75	2,861
2,778	2	-16	-16	-13	-12	-14,25	1,785
5,556	3	-13	-10	-8	-11	-10,5	1,803
8,333	4	-9	-8	-8	-9	-8,5	0,5
11,111	5	-8	-9	-7	-8	-8	0,707
13,889	6	-8	-4	-5	-6	-5,75	1,479
16,667	7	-7	-5	-3	-2	-4,25	1,920
19,444	8	-4	-5	-1	-4	-3,5	1,5
22,222	9	-5	-2	1	-2	-2	2,121
25	10	-3	-1	1	-3	-1,5	1,658
27,778	11	-2	0	0	0	-0,5	0,866
30,556	12	0	2	3	-3	0,5	2,291
33,333	13	2	-2	4	0	1	2,236
36,111	14	0	2	6	0	2	2,449
38,889	15	0	2	5	1	2	1,871
41,667	16	5	0	4	2	2,75	1,920
44,444	17	4	4	7	5	5	1,225
47,222	18	4	4	7	2	4,25	1,785
50	19	5	3	7	1	4	2,236
52,778	20	6	5	7	1	4,75	2,278
55,556	21	-2	5	8	-3	2	4,637
58,333	22	-8	1	4	-6	-2,25	4,918
61,111	23	-6	-3	3	-10	-4	4,743
63,889	24	-9	-8	-2	-17	-9	5,339
66,667	25	-20	-13	-8	-21	-15,5	5,315
69,444	26	-27	-21	-15	-25	-22	4,583
72,222	27	-26	-28	-23	-28	-26,25	2,046
75	28	-26	-26	-25	-31	-27	2,345
77,778	29	-30	-30	-26	-30	-29	1,732
80,556	30	-34	-34	-29	-31	-32	2,121
83,333	31	-32	-32	-20	-27	-27,75	4,918
86,111	32	-35	-27	-24	-28	-28,5	4,031
88,889	33	-23	-26	-20	-26	-23,75	2,487
91,667	34	-16	-30	-24	-22	-23	5
94,444	35	-17	-23	-23	-20	-20,75	2,487
97,222	36	-23	-15	-13	-18	-17,25	3,767
100	37	-25	-21	-14	-24	-21	4,301